Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

PHANTOMUNTERSUCHUNGEN AN EINEM EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHEN (J&P-MULTIPOISE-TOMOSCANNER)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Wilfried Brand
aus Metzingen

1980

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

PHANTOMUNTERSUCHUNGEN AN EINEM EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHEN (J&P-MULTIPOISE-TOMOSCANNER)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Wilfried Brand
aus Metzingen

1980

Dekan: Professor Dr. G. Rassner
Berichterstatter: Professor Dr. U. Feine

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

REFO-DRUCK HANS VOGLER TÜBINGEN

INHALTSVERZEICHNIS

Zusammenfassung

1. Einleitung 1

2. Prinzip der Emissions-Computertomographie 5

2.1 Das Problem der Bildrekonstruktion 6
2.2 Einfache Rückprojektion 6
2.2.1 Methode 6
2.2.2 Grenzen der einfachen Rückprojektion 8
2.3 Gefilterte Rückprojektion 10
2.3.1 Methode 10
2.3.2 Bemerkungen zur gefilterten Rückproj. 11
2.4 Korrektur der Gamma-Strahlen-Absorption 12

3. Der J&P.Multipoise-Tomoscanner 16

3.1 Scanner 16
3.2 Computer 19
3.3 Bildwiedergabe (Display) 20
3.4 Monitor 21
3.5 Bedienungspult 23

4. Phantom-Messungen 24

4.1 Aufbau des Phantoms 24
4.2 Praktische Durchführung der Messungen 27
4.3 Optimale Einstellung und Justierung des Scanners 30
4.3.1 Kollimatorposition 31
4.3.2 Detektorcharakteristiken 31
4.3.3 Abgleich der beiden Detektorsysteme 37
4.3.4 Linearität der beiden Detektorsysteme 37
4.3.5 Detektoreigenschaften im Hinblick auf eine quantitative Szintigraphie 38

4. Phantom-Messungen(Fortsetzung)

4.4 Abbildungsqualität von heißen Herden 39
4.4.1 Einzelherde 39
4.4.2 Kontrast 43
4.4.3 Artefakte, Stern- und Brückenbildung 46
4.4.4 Homogenität der Bildfläche 50
4.4.5 Formtreue 54
4.5 Auflösungsvermögen von positiven Herden 57
4.5.1 Definition des Auflösungsvermögens 57
4.5.2 Zwei Quellen gleicher Aktivität und gleicher Größe 61
4.5.3 Zwei Quellen gleicher Aktivität, aber verschiedener Größe 63
4.5.4 Zwei Quellen verschiedener Aktivität und gleicher Größe 64
4.5.5 Zwei Quellen verschiedener Aktivität und verschiedener Größe 65
4.5.6 Mehr als zwei Quellen 66
4.6 Kalte Herde 68
4.6.1 Minimale Größe eines kalten Herdes 69
4.6.2 Auflösungsvermögen für zwei kalte Herde 70
4.6.3 Kalter und heißer Herd in einem aktiven Streukörper 71
4.7 Abbildungsqualität von Herden in einem aktiven Streukörper 71
4.8 Leber-Milz-Phantom 72
4.8.1 Leber-Milz-Phantom ohne heiße Knoten 72
4.8.2 Leber-Milz-Phantom mit zwei heißen Knoten 74

5. Diskussion 76

6. Literaturverzeichnis 82

7. Abkürzungen 87

Zusammenfassung

Das Prinzip der Emissions-Computertomographie und ihre praktische Anwendung in einem neuentwickelten, industriell hergestellten Emissions-Computertomographen (J&P Multipoise Tomoscanner) werden erklärt. Mit Hilfe eines eigens dafür entworfenen Phantoms wurden die Abbildungseigenschaften des Gerätes untersucht.

Die Formtreue und das Auflösungsvermögen für positive Herde sind befriedigend, dagegen sind die Homogenität der Bildfläche und das Auflösungsvermögen für kalte Herde noch verbesserungswürdig.

Ausführlich wird auf die Frage eingegangen, welchen Einfluß die Kollimatoren auf die Abbildungseigenschaften haben. Sie stellen derzeit noch das größte Hindernis auf dem Weg zu einer quantitativen Emissions-Computertomographie dar.

1. EINLEITUNG

Ein wichtiges Ziel der Nuklearmedizin ist die quantitative Bestimmung der dreidimensionalen Aktivitätsverteilung eines Gamma-Strahlen emittierenden Radionuklides im Körper eines Patienten.

Es gibt heute zwei Wege, die zu diesem Ziel führen können:

Der erste, schon lange bewährte Weg ist die longitudinale oder Brennebenen-Szintigraphie (Tomographie), die mit einem Scanner oder einer Gamma-Camera durchgeführt werden (7,15, 16,37,38,48). Diese Untersuchungstechnik ermöglicht es, mit Hilfe von fokussierenden Kollimatoren eine Aktivitätverteilung in einer bestimmten Schichttiefe des Körpers hervorzuheben. Durch zeilenweises Abtasten des Körpers mit einem Detektor wird eine Schicht scharf abgebildet (Brennebene), während Strukturen ober- und unterhalb dieser Schicht verwischt werden. Dabei ist der Schichteffekt um so ausgeprägter, je größer der Öffnungswinkel des Kollimators gewählt wird (Abb. 1).

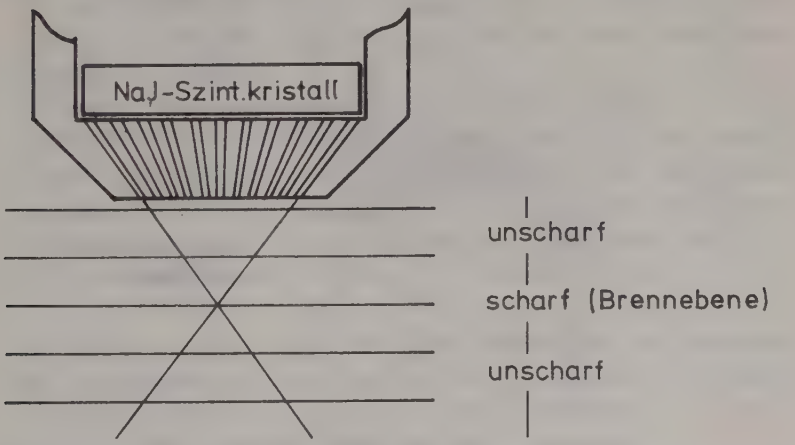


Abb. 1 Fokussierender Kollimator

Der Hauptnachteil dieses Verfahrens ist, daß diese verwischten Schichtenstets vorhanden sind und die Bildqualität eines Tomogrammes begrenzen.

Dieser Nachteil wird bei dem zweiten Weg, der rekonstruktiven oder computerunterstützten Emissionstomographie (CAT = Computer Assisted Tomography oder Computerized Transverse Axial Tomography) umgangen. Sie hat in jüngster Zeit zunehmende Bedeutung in der nuklearmedizinischen Diagnostik erlangt (6,16,47).
Hierbei wird die Aktivitätsverteilung in einer Schicht aus mehreren seitlichen Projektionen mit Hilfe eines Computers rekonstruiert. Die Gamma-Strahlen müssen also bei der Emissions-CAT nur noch die gerade interessierende Schicht durchdringen, unerwünschte Schichten ober- und unterhalb von ihr entfallen (Abb. 2).

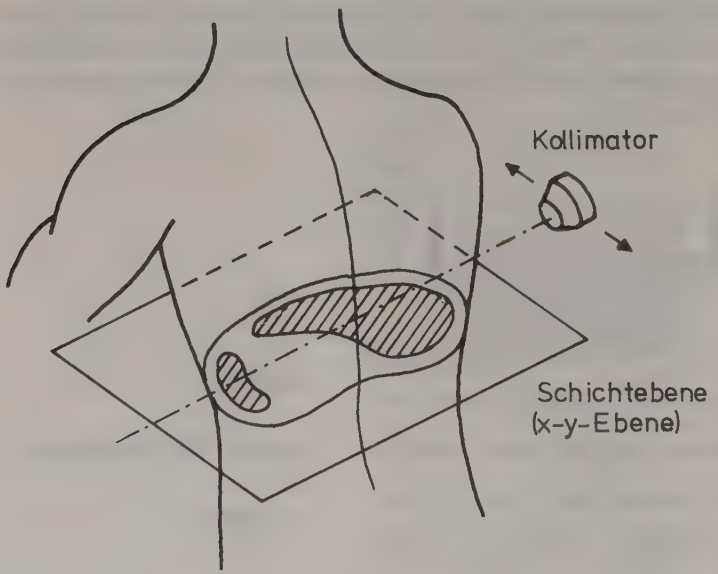


Abb. 2 Querschnitt durch Leber und Milz bei der Emissions-CAT

Die ersten Geräte zur Emissions-CAT wurden von Kuhl und Edwards im Jahre 1963 entwickelt (29,31,32,33). Die Bildrekonstruktion aus den seitlichen Projektionen erfolgte seinerzeit mittels verschiedener Abwandlungen der sogenannten "einfachen Rückprojektion" (Simple Back Projection) und ergab noch ziemlich verschwommene Bilder (s. 2.2).

Genauere Bildrekonstruktionen ermöglichten dann die mathematischen Verfahren, die Cormack 1963 veröffentlichte (11) und die er mit Hilfe von Phantomuntersuchungen überprüfte.

Ein Scanner, der sowohl die konventionelle longitudinale Szintigraphie als auch die neuartige transversale Tomographie ermöglichte, wurde erstmals 1973 von Bowley et al. (4) vorgestellt (Aberdeen Section Scanner). Das Gerät hatte zwei Szintillationsdetektoren , deren Signale auf Lochstreifen zwischengespeichert und in einem Computer weiterverarbeitet wurden.

Keyes (25) wertete die Daten vom Aberdeen Section Scanner nach drei verschiedenen mathematischen Verfahren (einfache Rückprojektion, gefilterte Rüchprojektion, Integraltransformation) aus und verglich die einzelnen Resultate untereinander.
Er kam zu dem Ergebnis, daß die Rückprojektion von gefilterten Profilen (Filtered Back Projection) einfach und schnell mit dem Computer durchzuführen ist und ohne weiteres dahingehend erweitert werden kann, daß statistische Schwankungen geglättet und die Abschwächung durch Absorption korrigiert werden.

Als 1973 von Hounsfield (20) und Freeman (17) die Röntgen-CAT (EMI-Scanner) eingeführt wurde und sich damit völlig neue röntgendiagnostische Möglichkeiten offenbarten, erfuhr auch die Emissions-CAT einen starken Auftrieb.
Zwar kann die Emissions-CAT nicht das hohe Auflösungsvermö-

gen der Röntgen-CAT erreichen, bietet aber dafür den Vorteil der zusätzlichen Information über metabolische und pathophysiologische Vorgänge im Körper.

Während es bis vor wenigen Jahren nur wenigen spezialisierten Zentren vorbehalten blieb, Erfahrungen auf dem Gebiet der Emissions-CAT mit selbstentwickelten Scannern zu sammeln, ist nunmehr ein industriell gefertigtes Gerät erhältlich.

Ein solcher Emissions-Computertomograph, geliefert von der Firma J&P Nucleonic Apparate GmbH in Düsseldorf, steht der Abteilung für Nuklearmedizin am Strahleninstitut der Universtät Tübingen seit Ende 1976 zur Verfügung , und die ersten Ergebnisse klinischer Untersuchungen liegen bereits vor (2,16).

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es nun, mit Hilfe von Phantomuntersuchungen die Leistungsfähigkeit dieses Gerätes bezüglich Homogenität der Bildfläche, formgetreue Wiedergabe von aktiven und inaktiven Strukturen und Auflösungsvermögen von heißen und kalten Herden im Körper herauszufinden.
Eine weitere Frage war, ob eine quantitative Szintigraphie möglich ist, d.h. ob aus einem Schicht-Szintigramm auf die Höhe der Aktivität der Strukturen im Körperquerschnitt geschlossen werden kann.

Anhand der gewonnenen Ergebnisse wird am Schluß der Arbeit erörtert, ob und wie die Emissions-Computertomographie im Vergleich mit der Röntgen-(Transmissions-)Computertomographie einen Beitrag zur Entdeckung und Identifizierung von lokalisierten Prozessen im Körper zu leisten vermag (14,31).

2. PRINZIP DER EMISSIONS-COMPUTERTOMOGRAPHIE

Mit der Emissions-Computertomographie wird versucht, die Verteilung eines radioaktiven Stoffes in einem Körperquerschnitt zu bestimmen. Dazu werden mehrere seitliche Projektionen der Körperschicht mit einem Detektor aus verschiedenen Richtungen aufgenommen (Abb. 3), und aus den Projektionen wird dann die Aktivitätsverteilung berechnet.

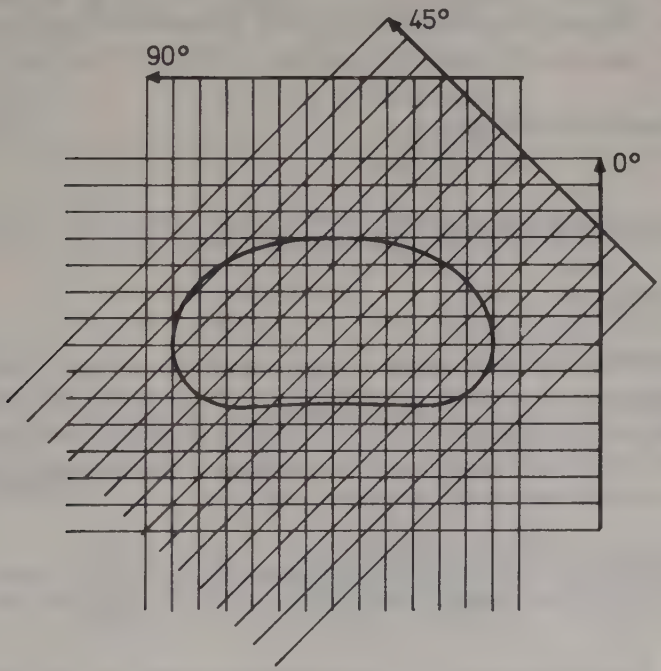


Abb. 3 Drei verschiedene seitliche Projektionen einer Körperschicht

2.1 Das Problem der Bildrekonstruktion

Das Hauptproblem in der Emissions-Computertomographie ist die genaue Rekonstruktion der Aktivitätsverteilung in der betrachteten Körperschicht aus den registrierten Querschnitts-Profilen.
Zur Lösung wurden verschiedene mathematische Methoden vorgeschlagen, die sich in Genauigkeit und Komplexität unterscheiden (7,8,10,11,24,25,39,43).

Zwei wichtige Verfahren sollem im folgenden näher erläutert werden, um die Arbeitsweise des hier verwendeten J&P-Multipoise-Tomoscanners besser verstehen zu können. Es sind die

- einfache Rückprojektion
- gefilterte Rückprojektion

2.2 Einfache Rückprojektion

2.2.1 Methode

Die einfache Rückprojektion (Simple Back Projection) ist das einfachste, allerdings auch gröbste Verfahren zu Bildrekonstruktion und wurde bei den ersten Scannern angewandt (29,30). Sie läßt sich auch ohne Computer und hochentwickelte mathematische Methoden verwirklichen.

Das Prinzip der einfachen Rückprojektion (2,7,8,25) ist leicht zu durchschauen, wenn man Abb. 4a,b betrachtet:

Es sei beispielsweise ein rechteckiges Objekt in der untersuchten Schicht vorgegeben.
Unter einem Profil verstehen wir nun die Projektion dieser zweidimensionalen Aktivitätsverteilung in der Schicht auf eine in der Schichtebene verlaufende eindimensionale Linie.
Die Absorption der Strahlung wird zunächst vernachlässigt.

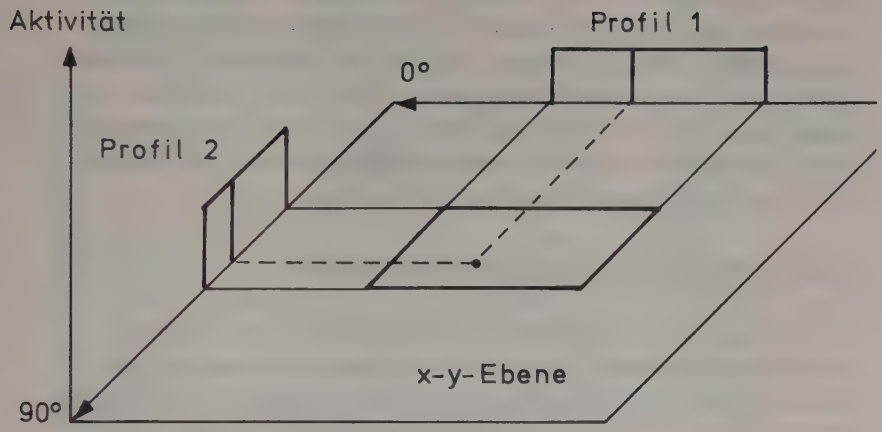


Abb. 4a Zwei mögliche Profile einer gleichmäßigen, rechteckigen Aktivitätsverteilung

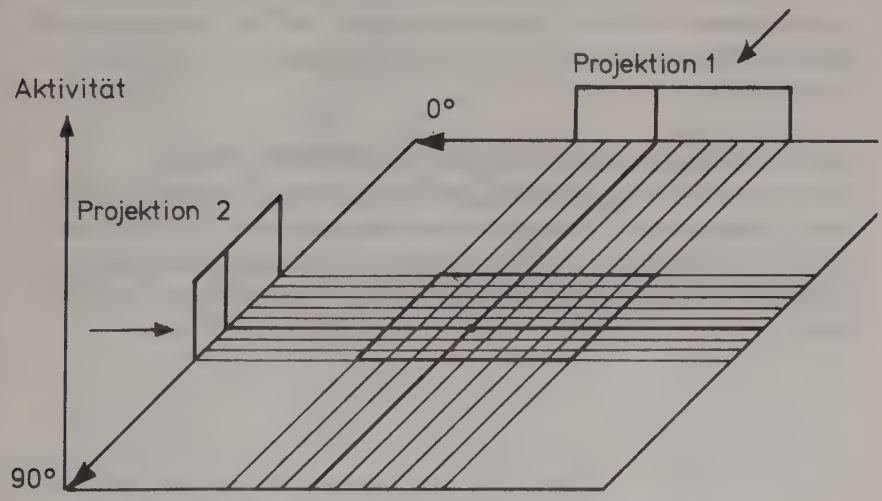


Abb. 4b Bildrekonstruktion aus den rückprojizierten Profilen

Zwei von vielen möglichen Profilen zeigt Abb. 4a.

Die Bildrekonstruktion erfolgt jetzt durch einfache Überlagerung der Profile, die über die Bildebene in der Richtung rückprojiziert werden, in der sie registriert wurden (Abb. 4b). Die Dichte an jedem Bildpunkt ist also die Summe aus allen Projektionslinien, die durch eben diesen Punkt verlaufen. Die einfache Rückprojektion wird deshalb auch manchmal "Summationsmethode" genannt.

2.2.2 Grenzen der einfachen Rückprojektion

Die einfache Rückprojektion läßt sich zwar ohne großen mathematischen und apparativen Aufwand praktisch durchführen, dafür kann sie aber nie die tatsächlich vorhandene Aktivitätsverteilung wiedergeben. Vielmehr wird ein Bildpunkt stets verschmiert sein. Im Falle sehr vieler (genauer: unendlich vieler) Profile sieht die Verschmierung so aus, daß die Aktivität im Bild umgekehrt proportional zum Abstand vom Bildpunkt abfällt. Jeder Bildpunkt ist ja nichts anderes als die Überlagerung sehr vieler rückprojizierter Linien (Abb. 5,6).

Die unvermeidbare Folge dieser Verschmierung ist ein starker Untergrund im Bild. Man kann diesen Untergrund als eine Konstante auffassen und vom gesamten Bild subtrahieren (25). Das ist aber nur dann sinnvoll, wenn man nur hohe Aktivitätsspitzen in der untersuchten Körperschicht vorfindet.

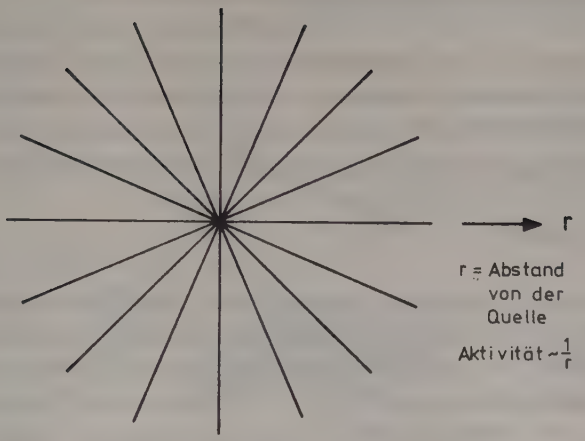


Abb. 5 Bildpunkt als Überlagerung sehr vieler rückprojizierter Linien

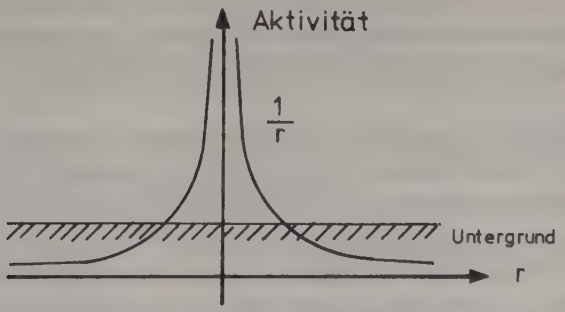


Abb. 6 Verschmierung eines Bildpunktes bei der einfachen Rückprojektion. Die Folge ist ein starker Untergrund

2.3 Gefilterte Rückprojektion

Den Nachteil der Bildverschmierung sucht eine mathematisch genauere Methode zu umgehen, die aus der einfachen Rückprojektion weiterentwickelt wurde. Es handelt sich um die gefilterte Rückprojektion (Filtered Back Projection = FBP).

2.3.1 Methode

Bei der FBP werden die registrierten Profile vor der Rückprojektion auf eine wohldefinierte Weise so verändert oder "gefiltert", daß sich die Bereiche außerhalb des eigentlichen Bildes gegenseitig auslöschen. Die gefilterten Profile können jetzt sowohl positive als auch negative Anteile enthalten.

Eine der vielen möglichen Methoden der Filterung (11) beruht auf der Fourier-Transformation(5,45). Die FBP geht dann in vier Schritten vor sich (7,11,24,25,39,43):

Im ersten Schritt werden die registrierten Profile in ihre räumlichen sinusförmigen Anteile (Ortsfrequenzen) zerlegt (Fourier-Transformation). Anschließend werden die Amplituden der so erhaltenen Ortsfrequenzen mit dem Betrag der dazugehörigen Frequenz multipliziert. Die hohen Ortsfrequenzen werden damit in diesem zweiten Schritt gegenüber den tiefen Ortsfrequenzen hervorgehoben, was man auch als eine Filterung durch einen Hochpaß auffassen kann. Der dritte Schritt beinhaltet nun die Rücktransformation der gefilterten Ortsfrequenzen in den Ursprungsraum, das heißt, man erhält die nunmehr abgewandelten Profile wieder zurück. Diese werden im letzten Schritt auf die schon von der einfachen Rückprojektion her bekannte Weise auf die Bildebene projiziert.

Wie das Bild eines Rechteckes bei der FBP etwa zustandekommt, zeigt Abb. 7 (vgl. dazu Abb. 4):

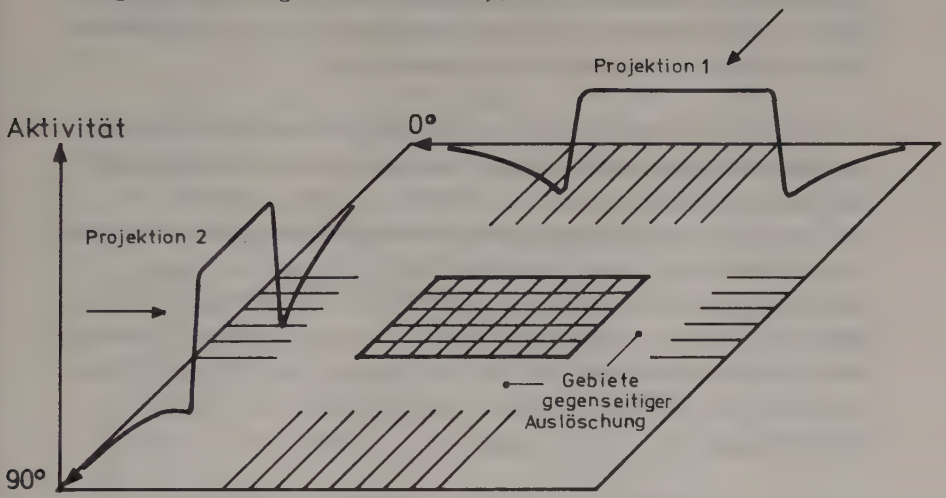


Abb. 7 Rückprojektion von zwei gefilterten Profilen eines Rechteckes bei der FBP. Positive und negative Anteile heben sich gegenseitig auf

Man beachte, daß Bereiche, die nicht zum eigentlichen Bild gehören, sich teilweise aufheben.

2.3.2 Bemerkungen zur gefilterten Rückprojektion

1. Die FBP hat gegenüber den anderen möglichen mathematischen Methoden zur Bildrekonstruktion den großen Vorteil, daß jedes einzelne Profil unmittelbar nach seiner Registrierung gefiltert und rückprojiziert werden kann (7). Das Bild kann also gleichzeitig mit der Registrierung der Profile vom Computer aufgebaut werden, und der Scanner ist in der Lage, sofort nach Beendigung eines Schicht-Scans mit dem Ausdrucken der Szintigramme zu beginnen.

2. Das Bild der Aktivitätsverteilung wird um so deutlicher und schärfer, je mehr Profile aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommen werden. Dem steht allerdings der größere Zeitaufwand zur Registrierung gegenüber(2,7).

3. Auch mit der FBP erhält man gewöhnlich noch kein völlig exaktes Bild der Aktivitätsverteilung in der Körperschicht. Das hat folgenden Grund:
Der Computer eines CAT-Scanners unterteilt die Körperschicht in eine "Matrix", d.h. in viele kleine Zellen (s. 3.2). Zur Berechnung und Filterung der Profile sind deshalb Interpolationsverfahren notwendig. Im Endeffekt resultiert daraus zwar eine Verringerung des statistischen Untergrundes, doch gleichzeitig auch ein Verlust an räumlichem Auflösungsvermögen (7).

4. Einen zusätzlichen Verlust an Auflösungsvermögen erleidet man, weil beim dritten Schritt der FBP (s. 2.3.1) die Ortsfrequenzen oberhalb einer bestimmten Höchstfrequenz nicht mehr berücksichtigt werden, was aus Gründen der Computer-Speicherkapazität nicht zu vermeiden ist (7,25). Man muß also notgedrungen einen Mittelweg finden zwischen gutem Auflösungsvermögen auf der einen und vertretbarem Rechneraufwand auf der anderen Seite.

2.4 Korrektur der Gamma-Strahlen-Absorption

Eine Erscheinung, die wesentlich für die Röntgen CAT ist, bei der Emissions-CAT aber ein Problem aufwirft, ist die Abschwächung der Röntgen- bzw. Gamma-Strahlung auf ihrem Weg durch die untersuchte Körperschicht zum Detektor (7,9, 25,40). Die beim Zerfall des ^{99m}Tc freiwerdende Gamma-Strahlung (E_γ = 140 keV) wird zum Beispiel durch eine 5 cm dicke Wasserschicht auf die Hälfte abgeschwächt (27).

Im Falle eines homogenen Streukörpers und monoenergetischer Strahlung gehorcht diese Abschwächung dem Exponentialgesetz (3):

$$I(d) = I_o \cdot \exp(-\mu d)$$

$I(d)$ = Impulsrate in der Entfernung d von der Quelle
I_o = Impulsrate an der Quelle
μ = Absorptionskoeffizient des Streumediums

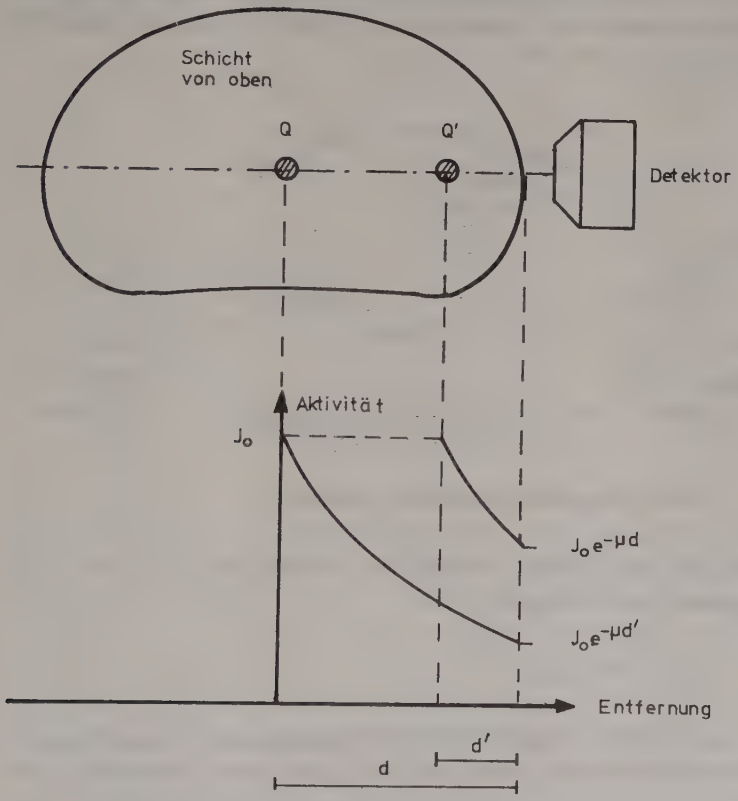


Abb. 8 Eine radioaktive Quelle ergibt unterschiedliche Impulsraten je nach ihrer Lage im Körper als Folge der Absorption

Die Folge dieser Abschwächung ist, daß Herde Q' dicht unter der Körperoberfläche im Szintigramm stärker wiedergegeben werden als gleichstarke Herde Q in der Körpertiefe (Abb. 8).

Prinzipiell könnte man die Abschwächung der Gamma-Strahlung mit zusätzlichen mathematischen Korrekturen bei der Rückprojektion berücksichtigen (7,9,25). Eine elegantere Methode ist es aber, wenn man zur Registrierung der Profile anstelle eines einzigen Detektors deren zwei verwendet, die sich stets gegenüberliegen und gleichsinnig um die Schicht bewegt werden (Abb. 9).

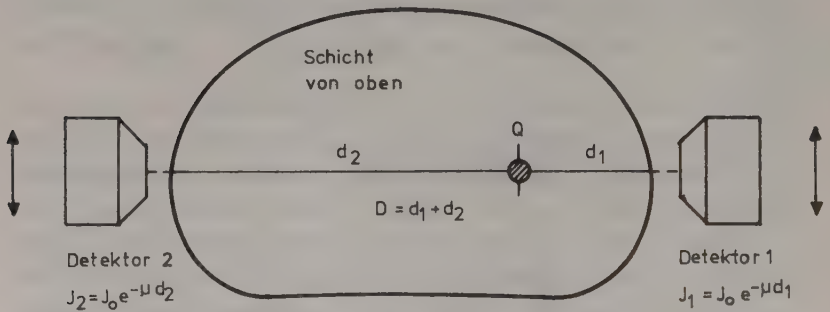


Abb. 9 Zwei gegenüberliegende Detektoren

Bildet man nun aus den beiden Detektorsignalen I_1 und I_2 das geometrische Mittel

$$I = (I_1 \cdot I_2)^{1/2}$$

kann man im Fall eines homogenen Streukörpers obige Formel einsetzen und erhält dann für das gemeinsame Detektorsignal

$$I = (I_o \exp(-\mu d_1) \cdot I_o \exp(-\mu d_2))^{1/2}$$
$$= I_o \exp(-\mu D/2)$$

Es bedeuten

I_o = Impulsrate eines Detektors direkt an der Quelle

μ = Absorptionskoeffizient des Streumediums

$D = d_1+d_2$ Durchmesser der Schicht

Da u und D konstante Größen sind, stellt auch der Ausdruck $\exp(-\mu D/2)$ eine Konstante dar. Damit ist das gemeinsame Detektorsignal I unabhängig von der Lage der Quelle Q im Körperquerschnitt geworden (4O) und kann ohne weitere mathematische Manipulation zur Rückprojektion weiterverarbeitet werden.

3. DER J&P-MULTIPOISE-TOMOSCANNER

Der Emissions-Computertomograph "J&P MS 425/CAT Multipoise Scanner" wurde von der Firma "J&P Engeneering Ltd./Reading" (England) hergestellt und von der Niederlassung in Deutschland, J&P Nucleonic Apparate GmbH/Düsseldorf, geliefert (23).

Mit dem Gerät können sowohl die herkömmlichen longitudinalen Szintigramme (Ganzkörper und Organe) als auch Querschnitts-Szintigramme angefertigt werden. Es läßt sich in folgende fünf Untereinheiten gliedern (Abb. 10):

1 - Scanner mit zwei beweglichen Detektoren und Patientenliege
2 - zentrale Rechen- und Steuereinheit (Computer)
3 - Computerterminal (Monitor)
4 - Farbdruck- und Foto-Wiedergabesystem (Display)
5 - Bedienungs- und Kontrollpult

Die Teile 2 bis 5 sind als Konsole zusammengefaßt, der Scanner und die Patientenliege stehen, durch Kabel verbunden, daneben.

3.1 Scanner

Der Scanner (Abb. 10) besteht im Prinzip aus einem U-förmigen Rahmen, an dessen beiden Enden je ein rechteckiger Rahmen montiert ist. Innerhalb dieser rechteckigen Rahmen können die Detektoren Bewegungen in zwei Dimensionen ausführen, dabei werden sie von computergesteuerten Schrittmotoren angetrieben. Die beiden Ausleger (Enden) des U-Rahmens können außerdem aufeinander zu- oder wegbewegt werden, Dadurch sind verschiedene Detektorabstände möglich.
Das Gesichtsfeld für konventionelle Scans beträgt maximal 43 x 160 cm.
Zur Anfertigung von Schicht-Szintigrammen läßt sich die ganze Anordnung noch um 270^{o} um die Körperlängsachse drehen.

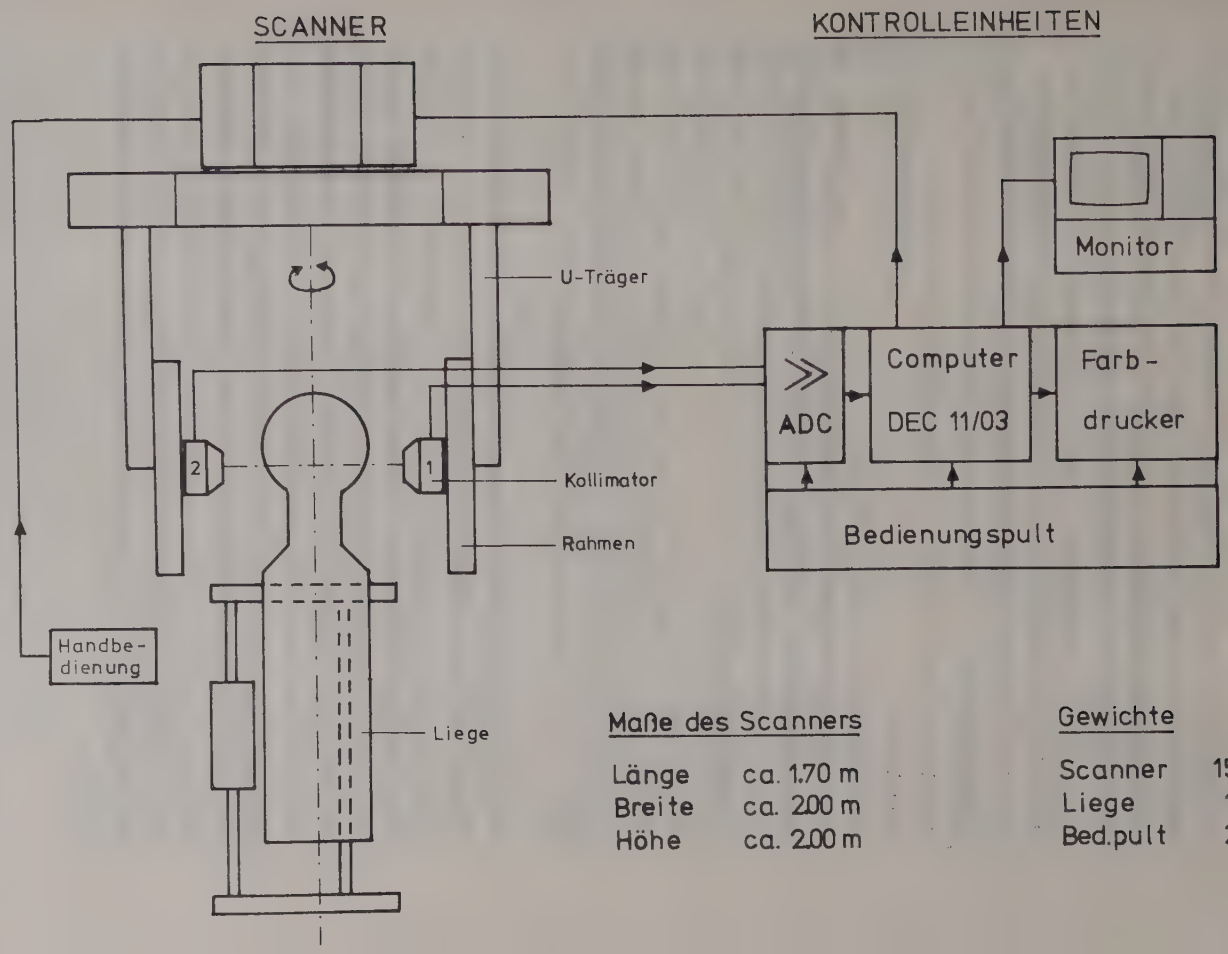


Abb. 10 Der J&P-Multipoise-Tomoscanner (Schema)

Die zentralen Bestandteile des Scanners sind die beiden gegenüberliegenden Detektoren (Abb. 16). Sie setzen sich zusammen aus dem Kollimator, dem NaJ(Tl)-Szintillationskristall und dem Photomultiplier (15,23,48).

Die Detektoreigenschaften sind in Tab. 1 zusammengefaßt:

Kollimator
Low Energy Medium Focus (Niederenergie-Bereich)
109 Löcher
Fokusabstand in Luft: 120 mm
Auflösungsvermögen in der Brennebene: 11.5 mm für ^{99m}Tc
Empfindlichkeit: 370 Impulse/s·uCi·cm^2 (Flächenquelle)
NaJ(Tl)-Kristall
Durchmesser: 4" (10 cm)
Dicke: 2" (5 cm)

Tab. 1 Kollimator- und Detektoreigenscaften

Mit den verwendeten Kollimatoren ist die betrachtete Körperschicht im Mittel 12 mm dick.

Die Signale der Photomultiplier werden durch Verstärker, Analyser und Analog-Digital-Converter (46) aufbereitet, addiert und dem Computer zugeführt. Besonders hervorgehoben sei hier, daß mit dem bisherigen Auswerteprogramm noch keine geometrische Mittelung der Detektorsignale erfolgt, sondern daß sie lediglich aufaddiert werden (arithmetische Mittelung).
(Eine Änderung des Auswerteprogrammes im Sinne der geometrischen Mittelung wird zur Zeit vorbereitet, s. auch 4.4.4).

3.2 Computer

Der Computer vom Typ DEC 11/03 mit 12 K Kernspeicher-Kapazität hat zwei Funktionen:

- er steuert und kontrolliert alle Bewegungen des Scanners und des Farbdrucksystems
- er rekonstruiert aus den Photomultiplier-Signalen (Profilen) das Bild der Aktivitätsverteilung in der Körperschicht

Bildrekonstruktion

Für ein Querschnitt-Szintigramm werden vom Scanner 30 Profile aufgenommen. Nach jedem Profil drehen sich die Detektorarme um 6°, insgesamt also um 180°. Gleichzeitig rekonstruiert der Computer das Bild aus den Profilen nach der FBP-Methode (s. 2.3).
Die Schicht wird dazu in eine Matrix (Raster) mit 80 x 80 Zellen zerlegt. Jede Matrixzelle der Schicht hat ein Gegenstück im Kernspeicher des Computers, in dem das Bild aufgebaut und bis zur Wiedergabe gespeichert wird.

Zwei Zellengrößen stehen zur Auswahl, je nachdem ob ein Hirn-Scan (Zellenlänge 3.4 mm) oder ein Körper-Scan (Zellenlänge 5 mm) vorgesehen ist. Das größtmögliche Gesichtsfeld beträgt damit bei Hirn-Scans 27.2 x 27.2 cm und bei Körper-Scans 40 x 40 cm.Die Hirn-Scans können also mit einem feineren Raster vorgenommen werden als die Körper-Scans.

Die beiden Zellengrößen sind mit zwei verschiedenen Auswerteprogrammen ("Brain"-Programm bzw. "Body"-Programm) verbunden: Bei Wahl des Körper-Programmes wird in die Berechnung zusätlich eine Absorptions-Korrektur eingebracht, die allerdings nicht zwischen Knochen und Weichteilen unterscheidet.

3.3 Bildwiedergabe (Display)

Die Wiedergabe der Aktivitätsverteilung in der untersuchten Körperschicht erfolgt im Maßstab 1:1 durch ein Farbdrucksystem, bei Bedarf zusätzlich durch ein Röntgenfilm-Belichtungssystem.
Ein Szintigramm wird dabei in Form einer Matrix mit nunmehr 160 x 160 Zellen ausgedruckt oder auf dem Röntgenfilm belichtet. Die Zellenlänge beträgt jetzt bei Hirn-Scans 1.7 mm und bei Körper-Scans 2.5 mm.

Die relative Höhe der Aktivität an einer bestimmten Stelle in der Schicht zeigt die Farbe an, mit der die entsprechende Bildzelle (Bildpunkt) ausgedruckt wird. Dabei besteht folgender Zusammenhang zwischen Aktivität und einer von acht möglichen Farben:

Derjenige Punkt in der Schicht mit der höchsten Aktivität wird vom Display gleich 100 % gesetzt. Das Drucksystem teilt nun die 100 % in 10 Bereiche zu je 10 % auf und ordnet jedem Bereich nach Tabelle 2 eine bestimmte Farbe zu:

% der höchsten Aktivität in der Schicht	Druckfarbe
90 - 100	rot
80 - 90	orange
70 - 80	gelb
60 - 70	grün
50 - 60	dunkelblau
40 - 50	hellblau
30 - 40	violett
20 - 30	schwarz
10 - 20	schwarz-weiß
0 - 10	(weiß)

Tab. 2 Zusammenhang zwischen Druckfarbe und relativer Höhe der Aktivität im Querschnitt

Für die Bildpunkte wird sodann berechnet, wie hoch ihre Aktivität in Prozent der höchsten vorkommenden Aktivität ist. Sie werden in der entsprechenden Farbe ausgedruckt.

Aus dem Szintigramm kann man also nur Informationen über die relative Höhe der Aktivität an einer bestimmten Stelle in der Schicht erhalten, man erfährt aber nichts über die absolute Höhe der Aktivität.

3.4 Monitor

An den Computer ist ein Monitor vom Typ Digital Decscope VT 50-AB angeschlossen. Über ihn wird der aktuelle Kernspeicherinhalt in Form von Profilen sichtbar gemacht. Während der Aufnahme eines Scans kann man verfolgen, wie die 30 Eingangs-Profile ("Raw Profiles") von den Detektoren abgetastet werden und in den Computer gelangen.
Abb. 12 a,b zeigt zum Beispiel, wie zwei senkrecht zueinander liegende Profile (0^{o},90^{o}) zweier unterschiedlich starken Punktquellen (Abb. 11) im Monitor dargestellt werden (s. auch die dazugehörigen Szintigramme in Abb. 34a,b in 4.5.4).

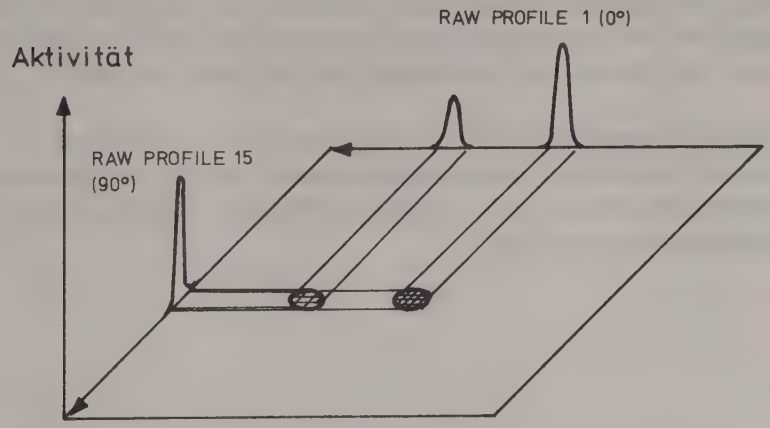
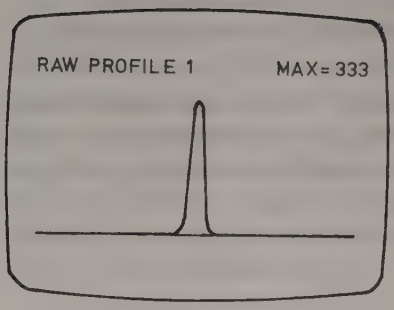


Abb. 11 Zwei Projektionen von zwei unterschiedlich starken Punktquellen



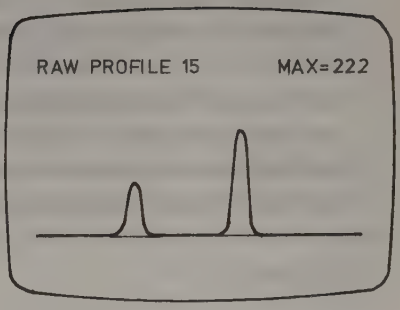


Abb. 12a Raw Profile 1 (0^{o}) Abb. 12b Raw Profile 15 (90^{o})

Unmittelbar nach Beendigung des Abtasvorganges erscheint das rekonstruierte und im Kernspeicher vorhandene Bild der Aktivitätsverteilung wieder in Form von jetzt 80 Bild-Profilen ("Prcessed Profiles"), die nacheinander abgespielt werden. Würde man die Bildprofile parallel nebeneinander anordnen, erhielte man ein dreidimensionales Schichtszinti gramm.
Zusätzlich zu dem gerade dargestellten Profil werden in einer Ecke des Bildschirmes zwei Zahlenwerte gezeigt, die ein Maß sind für die Gesamtimpulszahl pro Profil ("Profile Integral") bzw. für die größte Impulszahl pro Matrixzelle ("Max").

Die 80 Bildprofile sind gleich orientiert wie die 160 Zeilen des ausgedruckten Szintigramms. Somit ist ein direkter Vergleich zwischen dem ausgedruckten Szintigramm und den Bildprofilen möglich.

3.5 Bedienungspult

Fast alle Funktionen des Scanners und des Druckers werden vom Bedienungspult aus gesteuert. Lediglich die Höhe, in der ein Querschnitt-Scan im Körper zu liegen kommen soll, wird mit der Handbedienung eingestellt.
Am Bedienungspult besteht die Möglichkeit, einzelne Farben des Druckers ein- und auszuschalten. Das ist vor allem dann von Vorteil, wenn schwache Aktivitäten unterdrückt werden sollen (s. 4.4.2 und 4.4.3). Hier wird auch die Abtast- (Scan-) Geschwindigkeit eingestellt, sie ist stufenlos verstellbar in einem Bereich von 1 bis 5 cm/s.

4. PHANTOM-MESSUNGEN

Die vorliegende Arbeit hatte zu Ziel, mittels Phantom-Messungen die Abbildungseigenschaften des J&P-Multipoise-Tomoscanners zu bestimmen. Insbesondere sollte die Homogenität der Bildfläche, die formgetreue Wiedergabe von ausgedehnten Strukturen und das Auflösungsvermögen von heißen und kalten Herden beurteilt werden.
Daraus ergaben sich folgende Forderungen an das Phantom:

- Es mußten sowohl heiße als auch kalte Herde von unterschiedlicher Form und Größe und in verschiedenen Abständen voneinander simuliert werden können
- Ein Körperquerschnitt sollte möglichst wirklichkeitsgetreu aufzubauen sein
- Die Gewebeabsorption war mit zu berücksichtigen

Diese Forderungen konnten nach unserer Ansicht am besten mit einem Phantom erfüllt werden, das aus sehr vielen, eng beieinander stehenden Reagensröhrchen bestand. Nach Bedarf sollten die Röhrchen mit radioaktivem ^{99m}Tc oder nur mit Wasser gefüllt werden. Damit die Röhrchen in einer reproduzierbaren Anordnung aufgestellt werden konnten, wurde dazu ein spezieller Reagensglasständer entworfen.

4.1 Aufbau des Phantoms

Die Reagensröhrchen bildeten zusammen mit dem Ständer das Phantom (Abb. 13,14,15 sowie Tab. 3). Der Ständer hatte die Form eines länglichen Achteckes und bestand aus drei Plexiglasplatten (eine Grundplatte und zwei Lochplatten, Abmessungen 250 x 350 mm), die durch vier Teflonstützen zusammengehalten wurden. Der Abstand zwischen den beiden Lochplatten wurde so gewählt, daß die von den Kollimatoren ausgeschnittene Schicht mit Sicherheit dazwischen lag.

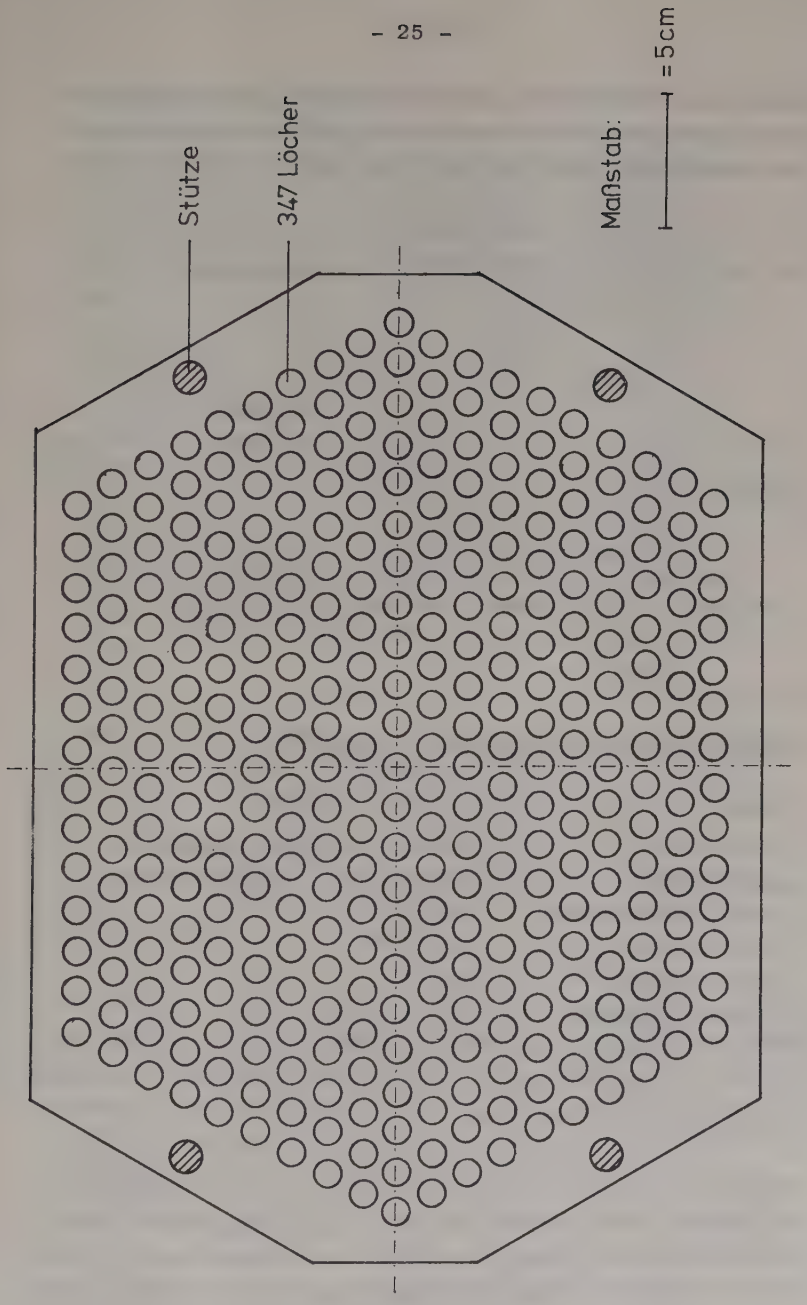


Abb. 13 Phantom (Aufsicht)

Insgesamt 347 Röhrchen aus Polypropylen (Abmessungen 10 x 75 mm) konnten in dem Ständer aufgestellt werden. Der Lochabstand war, von Mitte zu Mitte, 15 mm.

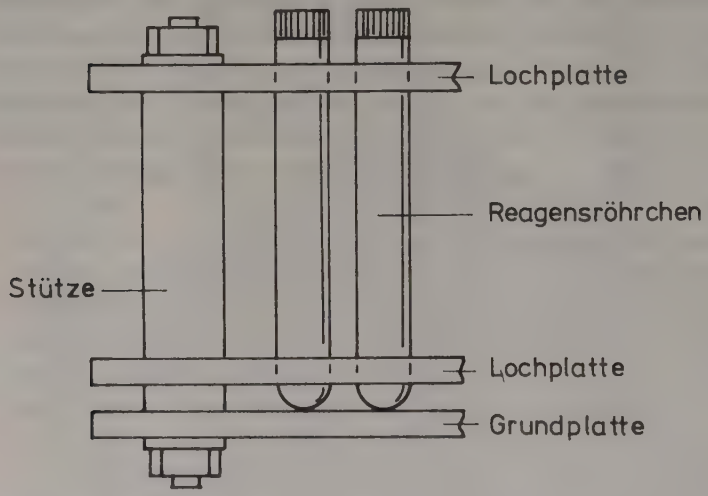


Abb. 14 Phantom von der Seite (Teilansicht)

Material:	Polymethacrylat (Plexiglas)
Abmessungen:	3 Platten zu 5 x 250 x 350 mm
Anzahl der Löcher:	347
Lochabstand:	15 mm
Lochdurchmesser:	11 mm
Röhrchenmaterial:	Polypropylen
Röhrchenabmessungen:	10 x 75 mm

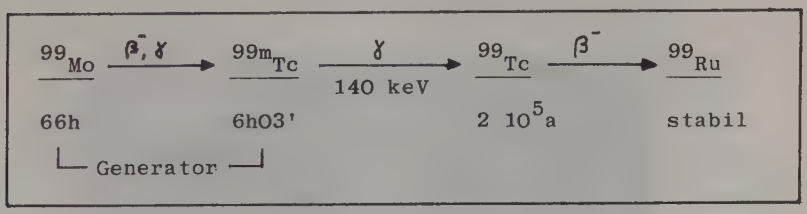
Tab. 3 Daten zum Phantom

Plexiglas, Polypropylen und Teflon haben die Eigenschaft, daß sie die Gamma-Strahlung des ^{99m}Tc etwa gleich stark abschwächen wie Wasser, der Massenschwächungskoeffizient ist für 140 keV-Gamma-Strahlung jeweils etwa 0.15/cm (27).

Der kleinstmögliche simulierbare Herd hatte einen Durchmesser von 10 mm. Der Minimalabstand zwischen zwei solchen Herden lag mit 15 mm unter dem Auflösungsvermögen des Scanners (s. 4.5).
Auch ausgedehnte Strukturen konnten mit dem Phantom ohne Schwierigkeit simuliert werden. Abb. 39 a zeigt zum Beispiel ein Leber-Milz-Phantom mit zwei heißen Herden.

4.2 Praktische Durchführung der Messungen

Sämtliche Messungen wurden ausnahmslos mit radioaktivem ^{99m}Tc (Technetium) durchgeführt. Es wurde täglich aus einem ^{99}Mo-^{99m}Tc-Generator (NEN New England Nuclear Tc99m-Generator) eluiert.
^{99m}Tc fällt mit einer Halbwertszeit von 6 Std 03 min unter Emission von Gamma-Quanten der Energie von 140 keV in den isomeren Zustand ^{99}Tc (vgl. Zerfallsschema(27)):



Zerfallsschema für ^{99m}Tc

Das eluierte ^{99m}Tc wurde auf Spritzen aufgezogen, die Aktivität mit einem Bohrloch-Szintillationszähler (Picker-Isotope-Calibrator Model 632-507) abgemessen und in die Reagensröhrchen gefüllt. Falls nötig, wurden sie noch mit gewöhnlichem Wasser vollends aufgefüllt, um Luftblasen zu vermeiden.

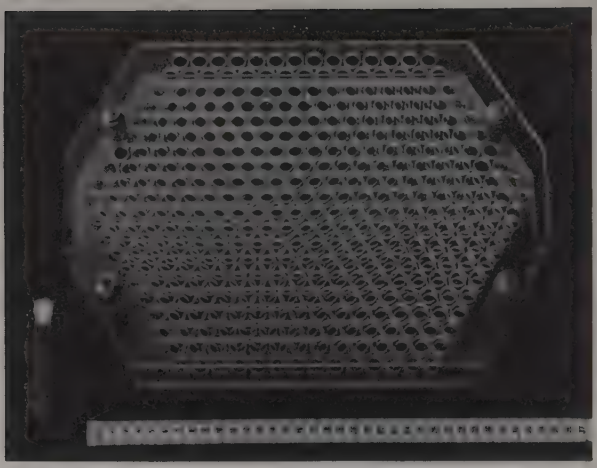


Abb. 15 Phantom mit einem Reagensröhrchen

Abb. 16 Scanner (Teilansicht) mit Patientenliege und Phantom. Man beachte die beiden gegenüberliegenden Detektoren

ECT-PROTOKOLL

Nr:

Datum: Uhrzeit:

Element: ^{99m}Tc

Aktivität pro Glas: Ci

gesamt : Ci

Kollimator: LEMF Pos. li.: re.:

Scan-Geschw.: 3cm/s Brain/ Body

Max. Impulsrate:

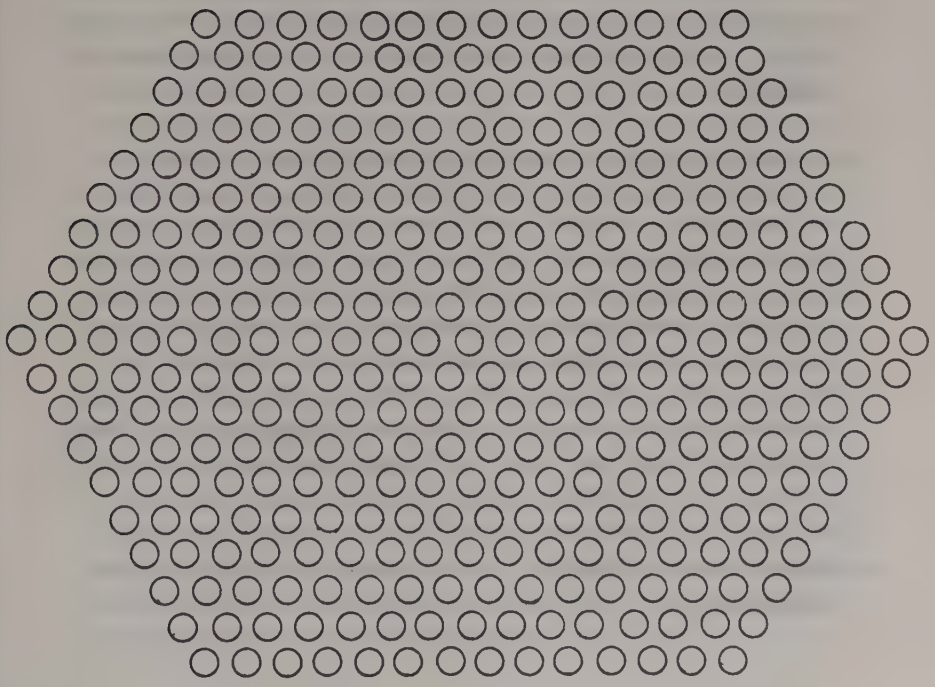


Abb. 17 Meßprotokoll

Nun wurde das Phantom mit den radioaktiven Röhrchen auf die Patientenliege gestellt, ausgerichtet , und der Scanner in Gang gesetzt (Abb. 16). Der Abtastvorgang war bei einer Scan-Geschwindigkeit von 3 cm/s nach 8 min beendet. Auf dem Monitor konnte verfolgt werden, wie die Eingangsprofile aufgenommen wurden. In einem Meßprotokoll wurden stets Uhrzeit, Aktivität, Kollimatorabstand, Abtastgeschwindigkeit, Anordnung der radioaktiven Reagensröhrchen und sonstige wichtige Parameter festgehalten (Abb. 17).

Sofort nach Beendigung des Scans konnte man das Querschnitt-Szintigramm ausdrucken lassen. Dazu brauchte das Drucksystem 15 min Zeit. Das Szintigramm wurde nun insbesondere nach der Homogenität, der Formtreue, dem Auflösungsvermögen der Herde und nach möglicherweise vorhandenen Artefakten beurteilt.

Insgesamt war ein Querschnitt-Szintigramm nach rund einer halben bis dreiviertel Stunde registriert, ausgedruckt und ausgewertet.

4.3 Optimale Einstellung und Justierung des Scanners

Vor Beginn der eigentlichen Messungen mußten zuerst einmal die Hochspannungen der Photomultiplier abgeglichen werden. Beide sollten gleich hohe Impulsraten abgeben, wenn sie von einer Testaktivität bestrahlt wurden, die von beiden Detektoren gleich weit entfernt war.
Weiter war wichtig zu wissen, wie sich die Detektor-Charakteristiken verhalten, und zwar in Abhängigkeit davon, ob das Hirn-Programm oder das Körper-Programm eingeschaltet war, oder ob auch noch ein Streukörper vorhanden war. Schließlich interessierte noch, ob das ganze Detektorsystem linear arbeitete, d.h. ob zwischen Aktivität und Impulsrate eine direkte Proportionalität bestand.

4.3.1 Kollimatorposition

Die ersten Messungen mit dem Emissions-Computer-Tomographen (ECT) hatten zum Ziel, denjenigen Abstand (Position) der Kollimatoren zu finden, bei dem sie das feinste Auflösungsvermögen für zwei positive Herde hatten und die beste Formtreue zeigten.

Schon nach wenigen Messungen mit zwei gleich starken und gleich großen Herden im Phantom zeigte sich, daß die beiden Detektorsysteme um so besser auflösten, je näher sie sich gegenüberstanden.
Gleichzeitig stellte sich heraus, daß eine Aktivität in der Mitte des Phantoms gegenüber einer gleich starken am Rande stets schwächer wiedergegeben wurde. Dieses Verhalten der Detektoren wurde mit Annäherung der Kollimatoren immer ausgeprägter,so daß unter Umständen eine Aktivität in der Mitte bis zu zweimal schwächer im Szintigramm ausgedruckt wurde, als wenn sie sich am Rande des Phantoms befand.
Alle Messungen zur Bestimmung des Auflösungsvermögens wurden trotz dieser Detektoreigenschaft bei so nahe wie möglich zueinander gebrachten Detektoren durchgeführt. Es galt ja gerade, das bestmögliche Auflösungsvermögen zu ermitteln.

Da der Abstand der Detektoren nicht kleiner als 44 cm sein konnte, ohne mit dem Phantom zu kollidieren, wurden fast alle Messungen zur Ermittlung des Auflösungsvermögens (s. 4.5) bei diesem Abstand vorgenommen (Kollimator-Positionszeiger auf Stellung "10").

4.3.2 Detektorcharakteristiken

Um das im vorigen Abschnitt (4.3.1) beschriebene Verhalten aufzuklären, wurde für beide Detektoren folgendermaßen ihre Charakteristik aufgenommen:

Ein Reagensröhrchen mit einer Aktivität von etwa 500 µCi wurde in 23 Schritten (entsprechend 23 Löchern im Phantom) von einem Kollimator zum anderen geführt (Abb. 18):

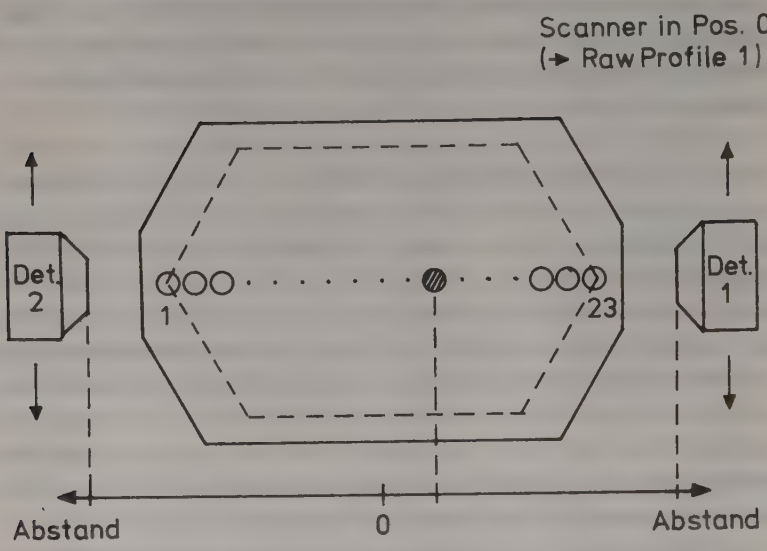


Abb. 18 Aufnahme der Detektorcharakteristik

Nach jedem Schritt wurde der Scanner in Betrieb gesetzt, und zwar nur so lange, bis auf dem Monitor das "Raw Profile 1" (Scanner in 0°-Stellung) aufgezeichnet war. Dem Monitorbild konnte man dann den Zahlenwert für das Profil-Maximum entnehmen(Abb. 19).
Dieses angezeigte Profil-Maximum ist ein Maß für die Empfindlichkeit der Detektoren bei dem jeweiligen Abstand der Quelle. Hier sei nochmals darauf hingewiesen, daß es sich bei diesem Zahlenwert um das arithmetische Mittel aus beiden Detektorensignalen handelt (s. 3.1).

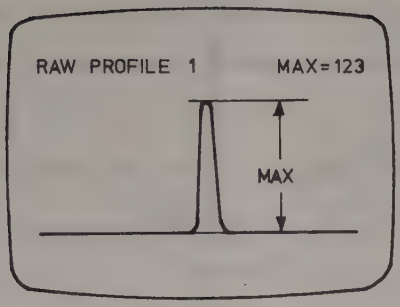


Abb. 19 Monitorbild von Raw Profile 1 (Scannerarme in 0°-Position)

In den folgenden Schaubildern (Abb. 20 bis 22) ist nun auf der Abszisse die Entfernung der radioaktiven Quelle zu den Kollimatoren aufgetragen, auf der Ordinate das dazugehörige Profil-Maximum des "Raw Profile 1".
Die Detektorcharakteristiken wurden zunächst für das Körper- und Hirn-Programm ohne Streukörper, anschließend noch für das Körper-Programm mit Streukörper (s. weiter unten) aufgenommen. Abb. 20 zeigt zunächst die beiden Kurven für den Fall ohne Streukörper.

Das Wesentliche bei beiden Kurven sind die beiden Maxima, die den nächstgelegenen Kollimatoren zuzuordnen sind. Beide Kollimatoren zeigen also einen ausgeprägten Fokus, der etwa 13 cm von der Kollimatoroberfläche entfernt ist. Die Impulsrate, die ein Detektor liefert, ist offensichtlich nicht unabhängig von der Entfernung der radioaktiven Quelle, sondern sie ist genau dann am höchsten, wenn sich die Quelle im Fokusabstand vor dem Kollimator befindet. Bei geringerem oder größerem Abstand sinkt die Impulsrate schnell auf niedrige Werte ab.

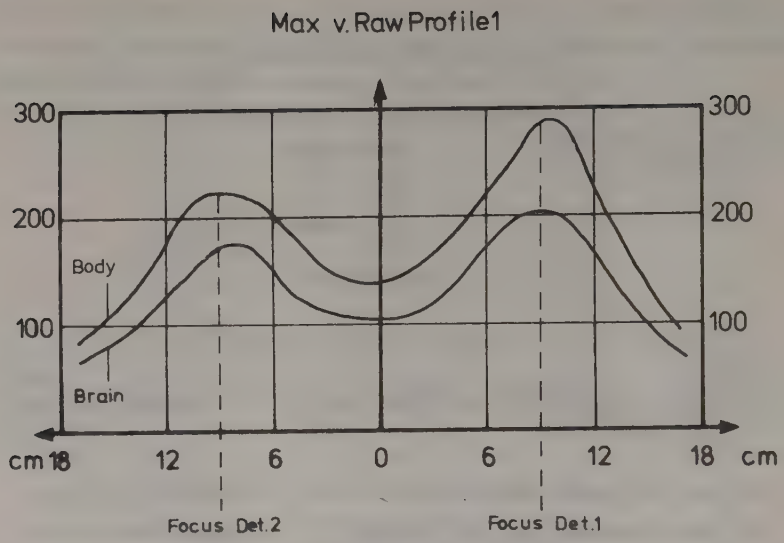


Abb. 20 Detektorcharakteristiken für Körper- und Hirn-Programm. Kollimatorabstand 44 cm (ohne Streukörper)

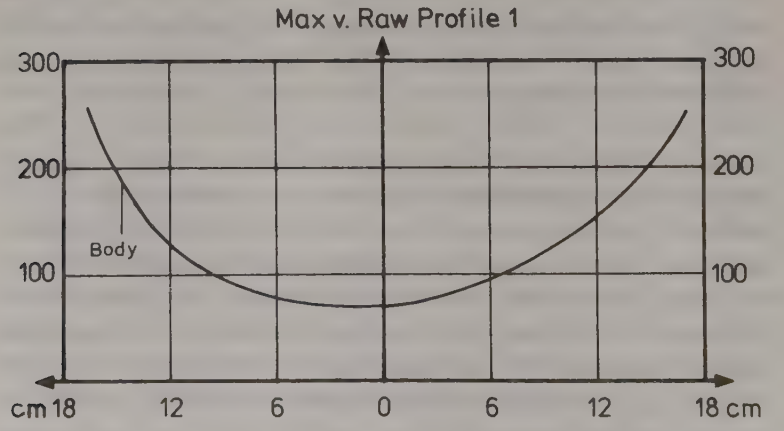


Abb. 21 Detektorcharakteristik für Körperprogramm Kollimatorabstand 64 cm (ohne Streukörper)

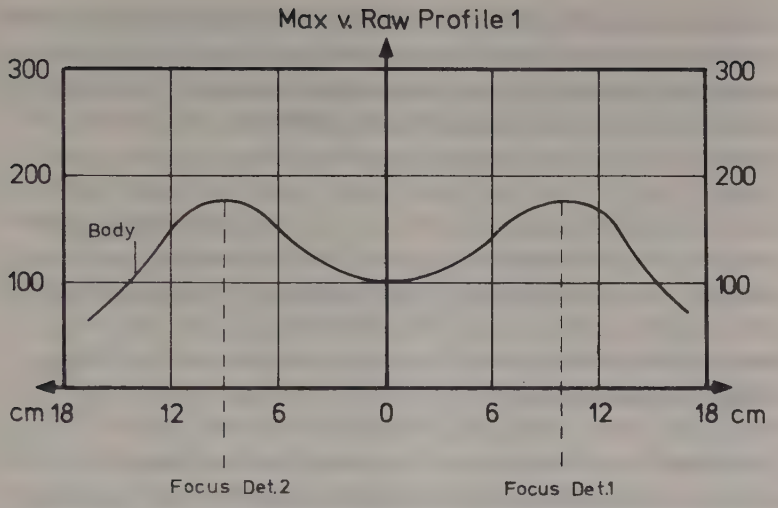


Abb. 22 Detektorcharakteristik für Körper-Programm mit Streukörper, Detektoren bei 500 µCi abgeglichen

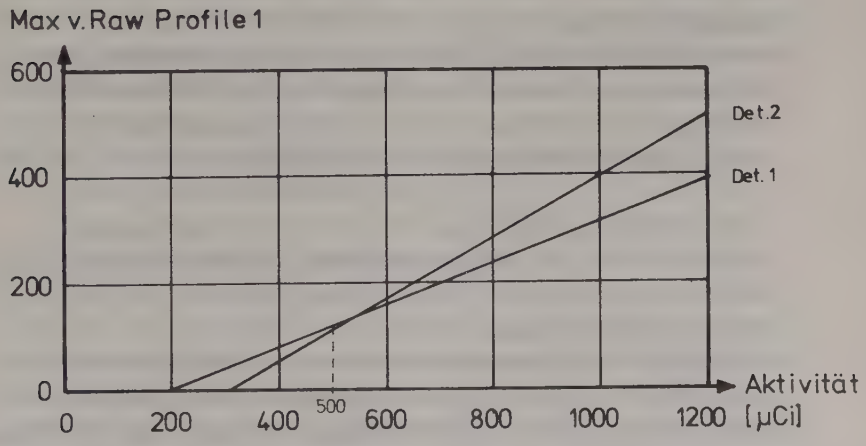


Abb. 23 Linearitätsverhalten der beiden Detektoren

Da bei diesem ECT-Gerät die Signale aus beiden Detektoren einfach addiert werden, resultiert eine Empfindlichkeitskurve, die in der Mitte ein Minimum aufweist. Wie sich dieses Minimum in den Szintigrammen auswirkt, wird in Abschnitt 4.4.4 noch genauer behandelt.

Zwischen der Charakteristik für das Hirn-Programm und der für das Körper-Programm besteht kein prinzipieller Unterschied. In beiden Fällen findet sich ein Minimum zwischen zwei Maxima. Der einzige Unterschied ist, daß die Kurve für das Hirn-Programm stets unterhalb der Kurve für das Körper-Programm verläuft.

Vergrößert man den Abstand zwischen beiden Detektoren, wandern auch die zu den Kollimatoren gehörenden Empfindlichkeitsmaxima (Foci) auseinander. Um einen möglichst geraden Verlauf der Empfindlichkeitskurve zu erhalten, könnte man nun die Detektoren so weit voneinander entfernen, daß die Maxima außerhalb des Phantoms zu liegen kommen. Man erhält dann eine Charakteristik, wie sie in Abb. 21 dargestellt ist.
Die Kurve sieht jetzt zwar schon viel gleichmäßiger aus als in Abb. 20, jedoch geht dabei das Auflösungsvermögen für zwei Herde völlig verloren. Szintigramm-Beispiele finden sich ebenfalls in Abschnitt 4.4.4.

In der nächsten Abbildung (Abb. 22) wird die Detektorcharakteristik des Körper-Programms für den Fall gezeigt, daß die Testquelle von Wasser als streuendem und absorbierendem Medium umgeben ist.
Dazu wurden alle freigebliebenen Löcher des Phantoms mit wassergefüllten Reagensröhrchen besetzt. Die Kollimatorposition war jetzt wieder gleich wie in Abb. 20, also 44 cm.

Die Charakteristik zeigt auch jetzt ein Minimum zwischen zwei Maxima und entspricht ganz der Charakteristik ohne Streukörper. Wie man sieht, wird auch mit einem Streukörper eine Quelle in der Mitte des Phantoms schwächer wiedergegeben als am Rande.
Die Szintigramme sehen hier gleich aus wie im Fall ohne streuendes Medium.

4.3.3 Abgleich der beiden Detektorsysteme

Vergleicht man die Kurven von Abb. 20 und Abb. 22, so fällt auf, daß in der Abb. 20 der Gipfel für Detektor 1 wesentlich höher ist als der für Detektor 2. Dagegen sind in der Abb. 22 die Gipfel gleich hoch. Der Grund dafür ist, daß die Charakteristik nach Abb. 22 erst aufgenommen wurde, nachdem der empfindlichere Detetktor, also Detektor 1, auf den weniger empfindlichen (Det. 2) abgeglichen worden war.

Zum Abgleich von Det. 1 auf Det. 2 wurde ein mit 500 µCi gefülltes Röhrchen in den Fokus von Det. 1 gestellt. Die Hochspannung des dazugehörigen Photomultipliers wurde sodann soweit erniedrigt, bis er gleiche Impulsraten lieferte wie der des Detektors 2, wenn man die Testaktivität in dessen Fokus stellte.
An der Hochspannung wurde im weiteren Verlauf der Messungen nichts mehr verändert.

4.3.4 Linearität der beiden Detektoren

Nachdem beide Detektoren mit einer Testaktivität von 500 uCi abgeglichen waren, war noch nicht sichergestellt, daß auch für stärkere oder schwächere Aktivitäten der Abgleich bestehen blieb. Deshalb wurden 10 verschieden starke Aktivitäten(240 bis 1150 µCi) jeweils in den Fokus des zu untersuchenden Detektors gestellt und auf die beschriebene Weise das Maximum des "Raw Profile 1" vom Monitor abgelesen (s. 4.3.2).

Trägt man dann in einem Schaubild die Werte für diese Maxima über der Aktivität auf (Abb. 23), kann man auf einfache Weise prüfen, ob der Abgleich auch noch für Aktivitäten über oder unter 500 µCi erhalten blieb. Der Abb. 23 ist zu entnehmen, daß das nicht der Fall war.

Betrachtet man zunächst beide Detektoren für sich, sieht man zwar, daß ihre Impulsraten mit der Aktivität linear zunehmen. Jedoch ist die Steigung der Geraden deutlich verschieden. Detektor 2 gibt bei Aktivitäten über 500 µCi höhere Impulsraten als Detektor 1, bei Aktivitäten unter 500 µCi niedrigere. Daß sich die Geraden bei 500 µCi schneiden, liegt natürlich daran, daß die Detektoren zuvor bei dieser Aktivität abgeglichen wurden. Es zeigt sich also, daß der Abgleich nur für eine Aktivität vorgenommen werden kann, aber nicht für einen ganzen Aktivitätsbereich.

Das unterschiedliche Aktivitätsverhalten der Detektoren kann vor allem folgende Ursachen haben (46):

- Unterschiedliches Szintillationsverhalten der beiden NaJ(Tl)-Kristalle
- Unterschiedliches Signalverhalten der beiden Photomultiplier (PM)
- Unterschiedliches elektronisches Verhalten der zu den PM gehörenden Verstärker, Analyser und Analog-Digital-Converter

4.3.5 Detektoreigenschaften im Hinblick auf eine quantitative Szintigraphie

Es ist wohl unschwer einzusehen, daß mit den jetzigen Detektoreigenschaften eine quantitative Szintigraphie noch nicht möglich ist. Vor allem weil die Detektor-Empfindlichkeitskurve nicht parallel zur Abstands-Achse verläuft, kann einer vorgegebenen Aktivität im Phantom ein definier-

tes Impulsraten-Maximum im Monitor nicht zugeordnet werden. Vielmehr wird die Aktivität mit Schwankungen bis zu 50 % registriert, je nachdem an welcher Stelle des Phantoms sie sich gerade befindet (vgl. Abb. 20 oder 23).
Auch das unterschiedliche Linearitätsverhalten der Detektoren steht der quantitativen Auswertung der Szintigramme noch im Wege.
Ein dritter Grund ist am Schluß des Abschnittes über den Kontrast (4.4.2) aufgeführt.

Für die Messungen zur Bestimmung des Auflösungsvermögens (s. 4.5) waren die eben erwähnten Detektoreigenschaften allerdings von untergeordneter Bedeutung. Dort war ganz wesentlich der Abstand der beiden Detektoren die entscheidende Größe (vgl. 4.4.4, 4.5.1, 4.5.5).

4.4 Abbildungsqualität von heißen Herden

4.4.1 Einzelherde

Nachdem die Detektoreigenschaften, also ihre Charakteristik und Linearität, unter verschiedenen Bedingungen (Programm, Abstand, Streukörper) soweit bekannt waren, wurde als nächstes untersucht, wie ein positiver (aktiver) Herd unter diesen verschiedenen Bedingungen im Szintigramm dargestellt wird. Vor allem im Hinblick auf die Versuche zur Bestimmung des Auflösungsvermögens (s. 4.5) war wichtig zu wissen

- wie hoch die minimale Aktivität war, die ein Einzelherd haben durfte, damit er noch deutlich wiedergegeben wurde
- wie die Form und der Durchmesser im Szintigramm von der Aktivität des Einzelherdes abhingen

Dazu wurden in Durchmesser (10 bis 40 mm) und Aktivität (10 bis 1000 µCi) verschiedene Einzelherde jeweils bei zwei Detektorabständen (44 und 54 cm) mit beiden Computerprogrammen (Körper/Hirn) szintigraphiert.
Anhand dieser Szintigramme wurde die optimale Scanner-Einstellung festgelegt (s. 4.3.1).
Nun folgten weitere Messungen, die den Einfluß eines kalten bzw. heißen Streukörpers untersuchten. Die Simulation eines heißen Streukörpers wird in Abschnitt 4.6 beschrieben.

Zunächst ist festzustellen, daß ein kreisförmiger Einzelherd gewöhnlich auch als eine Kreisfläche wiedergegeben wird. Vom Zentrum des Bildes zum Rand hin nimmt die Aktivität schnell ab. Der Durchmesser des Bildes (vgl. folgende Definition) ist dabei stets größer als der Durchmesser der Einzelherde (etwa drei mal größer).

Definition des Bilddurchmessers

Unter Durchmesser eines Bildes verstehen wir den Durchmesser desjenigen Farbringes im Szintigramm, der angibt, wo die Aktivität nur noch 2/3 = 66 % des Maximums (100 %) beträgt (s. Abb. 24 und Tab. 4)
Ist das Zentrum z.B. rot ausgedruckt, entspricht der grüne Farbring dem Bilddurchmesser (vgl. auch dazu Abschnitt 4.5.1).

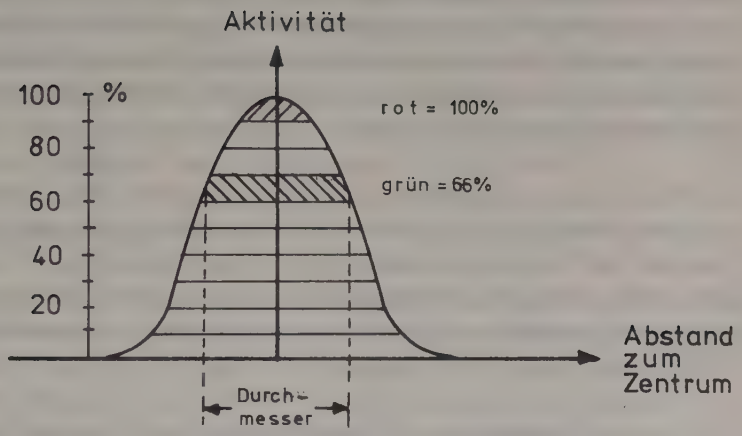


Abb. 24 Zur Definition des Bilddurchmessers eines Herdes

100 %	66 %
rot	grün
orange	dunkelblau
gelb	hellblau
grün	hellblau
dunkelblau	violett
hellblau	violett
violett	(weiß)

Tab. 4 Zur Bestimmung des Bilddurchmessers und des Auflösungsvermögens (s. Text)

Im einzelnen ergaben sich folgende Ergebnisse

1. Der Durchmesser des Bildes eines Einzelherdes hängt nicht von seiner Aktivität ab. Das gilt für Aktivitäten von 15 bis über 1000 µCi.

Dagegen besteht eine deutliche Abhängigkeit zwischen Kollimatorabstand und Bildgröße. Bei einem Herddurchmesser von 10 mm und einem Kollimatorabstand von z.B. 44 cm beträgt der Bilddurchmesser durchweg rund 25 mm, wird der Kollimatorabstand auf 54 cm vergrößert, wächst der Bilddurchmesser schon auf 35 mm.

2. Die minimale Aktivität, die ein Herd haben darf, damit er noch formgetreu und ohne Artefakte abgebildet wird, beträgt bei einem Kollimatorabstand von 44 cm etwa 15 µCi. Bei einem größeren Kollimatorabstand steigt die Mindestaktivität schnell auf höhere Werte, bei einem Abstand von 54 cm sind es bereits 100 µCi.

3. Gleichgültig ist es für die Bildqualität, welches der beiden Computerprogramme (Körper/Hirn) gewählt wird.

4. Ein kalter (inaktiver) Streukörper hat keinen erkennbaren Einfluß auf die Abbildungsqualität.

5. Das Bild verschlechtert sich deutlich, wenn ein heißer (aktiver) Streukörper vorhanden ist. Von Formtreue kann bei einem radioaktiven Hintergrund kaum mehr gesprochen werden. Selbst ein Herd, der etwa zehn mal mehr Aktivität pro Flächeneinheit hat als der Streukörper, wird als sehr unregelmäßige Fläche wiedergegeben, nicht zu vergleichen mit dem kreisförmigen Bild bei kaltem Streukörper. Dabei gilt: Je schwächer der Einzelherd gegenüber dem Streukörper ist, um so verwaschener wird das Bild. Sinkt zum Beispiel das Verhältnis Einzelherd-Aktivität zu Streukörper-Aktivität von 10:1 auf 5:1, so nimmt der Bilddurchmesser von 50 auf 100 mm zu. Bei einem Verhältnis von 3:1 hebt sich der Einzelherd schließlich überhaupt nicht mehr genügend vom Streukörper ab.

6. Nimmt der Durchmesser eines Herdes zu, wächst auch der Bilddurchmesser entsprechend.

Der Zusammenhang zwischen Herddurchmesser, Herdaktivität und Streukörper einerseits und der Bildgröße andererseits ist nun keineswegs so eindeutig, wie hier im Fall eines einzigen Herdes. Sobald zwei und mehr Herde im Phantom sind, wird die Bildgröße eines bestimmten Herdes zusätzlich von der Aktivität des anderen Herde mit beeinflußt.
Näheres darüber ist in Abschnitt 4.5 zu finden.

4.4.2 Kontrast

Die in 4.4.1 beschriebenen Messungen hatten alle einen Einzelherd zum Gegenstand. Ein wesentliches Ergebnis war, daß bei dem optimalen Kollimatorabstand von 44 cm die Aktivität eines Herdes bis auf etwa 15 µCi absinken darf, damit er noch ohne Artefakte und Ausläufer wiedergegeben wird.

Die folgenden Messungen beschäftigen sich nun mit der Frage, ob und wie dieser Mindestwert sich ändert, wenn gleichzeitig eine zweite, stärkere Quelle im Phantom aufgebaut wird. Wie groß ist also bei einer vorgegebenen, relativ starken Quelle Q_{const} die Mindestaktivität , die eine zweite Quelle Q_{var} haben muß, damit sie noch im Szintigramm dargestellt wird? Hierbei wurde großer Wert darauf gelegt, daß der schwächere Herd noch einwandfrei in Form und Größe wiedergegeben wurde.
Zur Beantwortung dieser Frage wurde folgendermaßen vorgegangen:

Eine Quelle mit relativ hoher Aktivität (Q_{const}) verblieb während einer Meßreihe im Phantom. Ihre Aktivität wurde gleich 100 % gesetzt. Eine zweite, schwächere Quelle (Q_{var}) wurde in einem Abstand, der mit Sicherheit größer war als das Auflösungsvermögen des Scanners (s. 4.5), in das Phantom gebracht. Die Aktivität von Q_{var} wurde zu Beginn einer Meßreihe auf etwa 90 % der Aktivitä von Q_{const} eingestellt und nach jedem der nun folgenden Szintigramme um weitere

10 % erniedrigt (Q_{var} hatte also 90, 80, 70, ... % der Aktivität von Q_{const}).
Mehrere Meßreihen mit verschiedenen Q_{const} wurden durchgeführt. Bei jeder wurde die Mindestaktivität der Quelle Q_{var} bestimmt, die nötig war, damit sie noch deutlich neben der Quelle Q_{const} im Szintigramm abgebildet wurde.

Die Ergebnisse dieser Messungen zeigt Tab. 5.
Die Aktivität von Q_{const} und die dazugehörige Mindestaktivität von Q_{var} sind zusammen mit dem Verhältnis Q_{var}/Q_{const} eingetragen:

Q_{const} (µCi)	750	660	500	425	390
Q_{var} (µCi)	260	230	175	150	130
Q_{var}/Q_{const} (%)	34	34	35	35	30

Tab. 5 Ergebnisse der Messungen zum Kontrast

Man sieht, daß die Aktivität der schwächeren Quelle Q_{var} stets mindestens 1/3 der Aktivität von Q_{const} betragen muß, damit sie im Szintigramm noch eindeutig als Herd zu erkennen ist.
Ist die Aktivität von Q_{var} niedriger, kann sie von dem Untergrund nicht unterschieden werden, der hin und wieder im Bild in Form von "falsch positiven" Herden in Erscheinung tritt (s. 4.4.3).

Das wichtige Ergbnis dieses Abschnittes ist also, daß alle Herde, die im Szintigramm abgebildet werden sollen, sich höchstens um den Faktor 3 in ihrer Aktivität unterscheiden dürfen.

Bei den soeben beschriebenen Versuchen war es nicht gleichgültig, welche Größe die Herde hatten. Weitere Messungen ergaben, daß, je größer die schwächere Quelle ist, sie um so stärker in ihrer Aktivität sein muß, damit sie noch sicher als Herd neben der stärkeren Quelle zu identifizieren ist. Umgekehrt gilt: je kleiner der stärkere Herd ist (bei gleicher Aktivität), um so mehr Einfluß hat er auf die schwächere Quelle.
Dafür gibt es folgende Erklärung:

Für den Computer ist bei der Berechnung eines Querschnitt-Szintigramms allein die Aktivität pro Flächeneinheit im Phantom die maßgebende Größe. Ein Herd Q1, dessen Aktivität auf engem Raum konzentriert ist, wird daher im Vergleich mit einem gleich aktiven, aber räumlich größeren Herd Q2 im Szintigramm als stärker wiedergegeben, wenn sich gleichzeitig ein "Referenz-Herd" von konstanter Größe und konstant hoher Aktivität (Q_{const}) im Phantom befindet (Abb. 25).

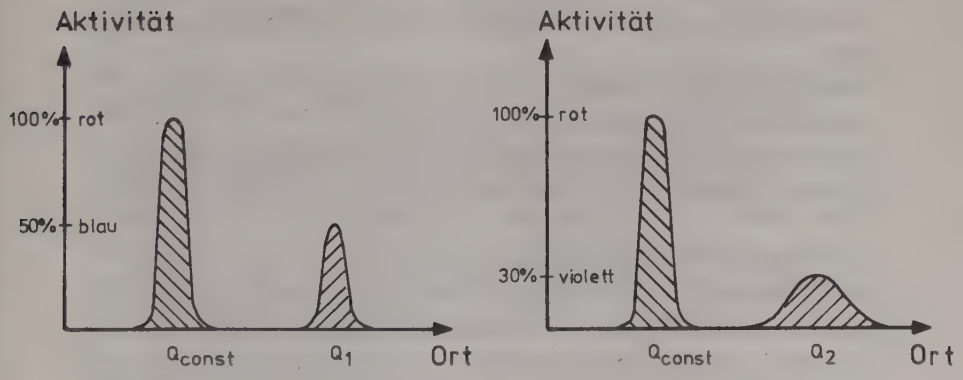


Abb. 25 Zwei gleich starke, aber unterschiedlich große Quellen Q1 und Q2 werden nicht gleich stark wiedergegeben, wenn eine konstante Quelle ("Referenz-Quelle") gleichzeitig im Phantom ist.
Die Fläche unter der Kurve ist proportional zur Herdaktivität.
Aktivität Q1 = Aktivität Q2, aber Höhe Q1 ≠ Höhe Q2

Zwei gleich aktive, aber unterschiedlich große Herde werden also verschieden im Szintigramm (und im Monitor) dargestellt. Das ist ein weiterer Grund, der eine quantitative Emissions-Computertomographie zum jetzigen Zeitpunkt noch verhindert.
Eine Möglichkeit zur quantitativen Auswertung bestünde zwar darin, das Integral der Aktivität über der Fläche zu berechnen, Voraussetzung dafür aber wäre, daß der Untergrund noch mehr als bisher zuückgedrängt wird.

4.4.3 Artefakte, Stern- und Brückenbildung

In Abschnitt 4.4.1 wurde schon erwähnt, daß ein einzelner Herd bis zu einer Minimalaktivität von rund 15 µCi ohne erkennbare Verformung abgebildet wird (bei einem Kollimatorabstand von 44 cm).

Sinkt die Aktivität nun weiter ab, kann man ein Phänomen beobachten, das am besten mit dem Begriff "Sternbildung" bezeichnet wird. Sternbildung bedeutet, daß im Szintigramm um den eigentlichen Herd radiäre Ausläufer auftreten.
Diese Ausläufer nehmen an Zahl und Länge zu, wenn die Aktivität des Herdes weiter absinkt.
Die Ursache der Sternbildung sind vor allem die statistischen Schwankungen beim Zerfall des radioaktiven ^{99m}Tc.

Angenommen, die Zerfallsrate des ^{99m}Tc in dem Herd ist aufgrund der statistischen Schwankungen gerade dann relativ niedrig, wenn die Detektoren das Raw Profile 1 (Scanner in Pos. 0^{o}) aufnehmen und relativ hoch, wenn sie das Raw Profile 15 (Scanner in Pos. 90^{o}) aufnehmen.
Bei der Rekonstruktion des Bildes können diese statistischen Schwankungen von dem Glättungsprogramm des Computers mit Abnahme der Aktivität immer weniger ausgeglichen werden. Als Folge tritt dann senkrecht zu der Richtung, in der das höhere Profil aufgenommen wurde,

ein Ausläufer auf (in unserem Beispiel also in Richtung 0^{o}) Abb. 26 verdeutlicht diesen Sachverhalt:

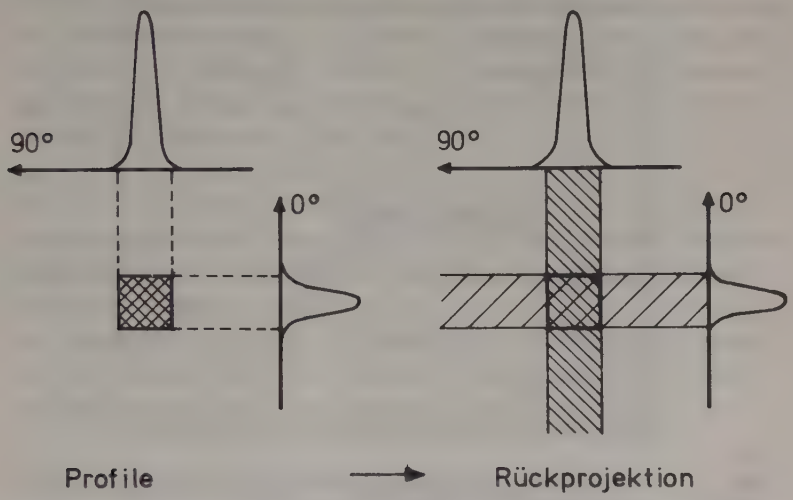


Abb. 26 Statistische Schwankungen beim Zerfall des ^{99m}Tc verursachen bei der Rückprojektion eine Sternbildung (hier in Richtung 0^{o})

Die Sternbildung, die gerade beispielhaft an einem Einzelherd beschrieben wurde, kommt auch hin und wieder zum Vorschein, wenn mehrere Einzelherde mit relativ hoher Aktivität so im Phantom aufgebaut werden, daß eine Anordnung von hoher Symmetrie entsteht (s. z.B. Abb. 30). Dagegen verlief der Versuch, eine Sternbildung mit einer Anordnung nach Abb. 27 geradezu zu provozieren, negativ, wie das dazugehörige Szintigramm (Abb.28) zeigt.

Ganz offensichtlich verarbeitet der Computer zusammenhängende Strukturen genauer als solche, die vorwiegend aus vielen Einzelherden zusammengesetzt sind.

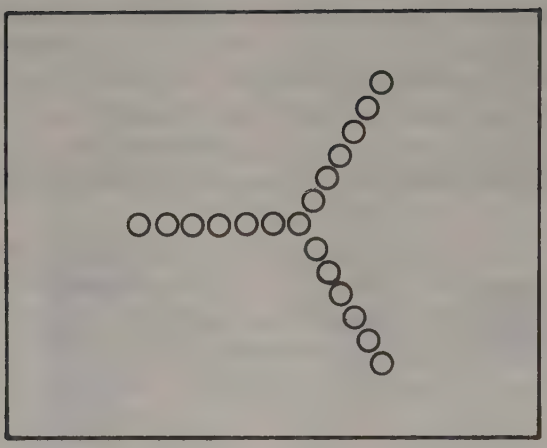


Abb. 27 Sternförmiges Muster zur Prüfung des Scanners auf Artefakte (ohne Streukörper)

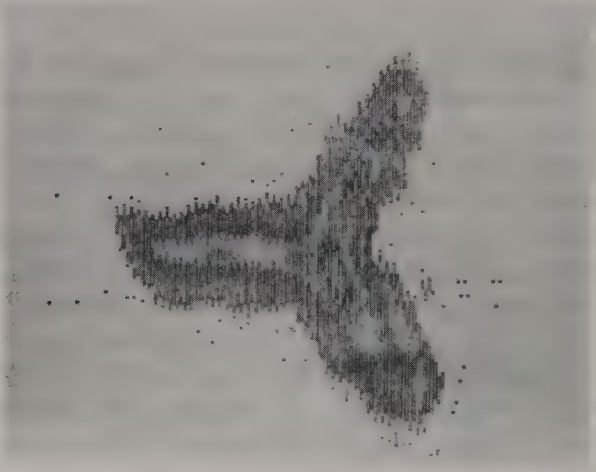


Abb. 28 Szintigramm zu Abb. 27 (Hirn-Programm)

Neben der Sternbildung gibt es eine weitere Erscheinung, die eine Auswertung der Szintigramme oft erschwert. Es handelt sich um den Untergrund, der immer wieder in Form von kleinen, schwachen "Herden" im Szintigramm erscheint. Die "Aktivitäten" dieser "Herde" erreichen häufig Werte von 30 % der Maximalaktivität im Szintigramm und bieten sehr leicht Anlaß zur Verwechslung mit schwachen, wirklich im Phantom vorhandenen Herden.

Eine weitere Form des Untergrundes sind die "Brücken" zwischen zwei nahe beieinander liegenden Herden. Brücken sind Ausläufer, die sich in Richtung der benachbarten Herde ausbilden.
Die Brückenbildung tritt, ähnlich wie die Sternbildung, vor allem dann auf, wenn mehrere Einzelherde zu einer symmetrischen Anordnung aufgebaut werden (Abb. 30 und 31).

Folgen der Sternbildung und des Untergrundes

Alle Erscheinungsformen der Artefakte (Sternbildung, Untergrund, Brücken) haben zwei weitreichende Folgen:

1. Durch die Brückenbildung werden zwei aktive Herde schon dann als ein zusammenhängender Herd abgebildet, wenn sie noch einen Abstand voneinander haben, der größer als das eigentliche Auflösungsvermögen (s. 4.5) ist. Das Auflösungsvermögen wird also durch die Brückenbildung verschlechtert.

2. Solange der Untergrund in den Szintigrammen mit ausgedruckt wird, besteht immer die Gefahr der Verwechslung mit tatsächlich vorhandenen schwachen Herden.

Der Untergrund kann nun ausgeschaltet werden, wenn man das Druckwerk durch einfachen Knopfdruck am Bedienungspult daran hindert, alle Aktivitäten wiederzugeben, die schwächer als 30 % der Maximalaktivität sind. Man muß

dann allerdings den Nachteil in Kauf nehmen, daß jetzt schwache Herde überhaupt nicht mehr ausgedruckt werden. Da besonders für die Versuche zur Bestimmung des Auflösungsvermögens die eindeutige Wiedergabe der Herde eine wichtige Voraussetzung war, wurde bei diesen Messungen auf die Wiedergabe schwacher Herde (unter 30 % der Maximalaktivität) zugunsten einer hohen Aussagesicherheit verzichtet.

4.4.4 Homogenität der Bildfläche

Wie in Abschnitt 4.3.2 eingehend beschrieben wurde, hat die Empfindlichkeitskurve der beiden Detektoren des Scanners ein ausgeprägtes Minimum zwischen zwei Maxima. Jedes Maximum entspricht dem Fokus des nächstgelegenen Kollimators.

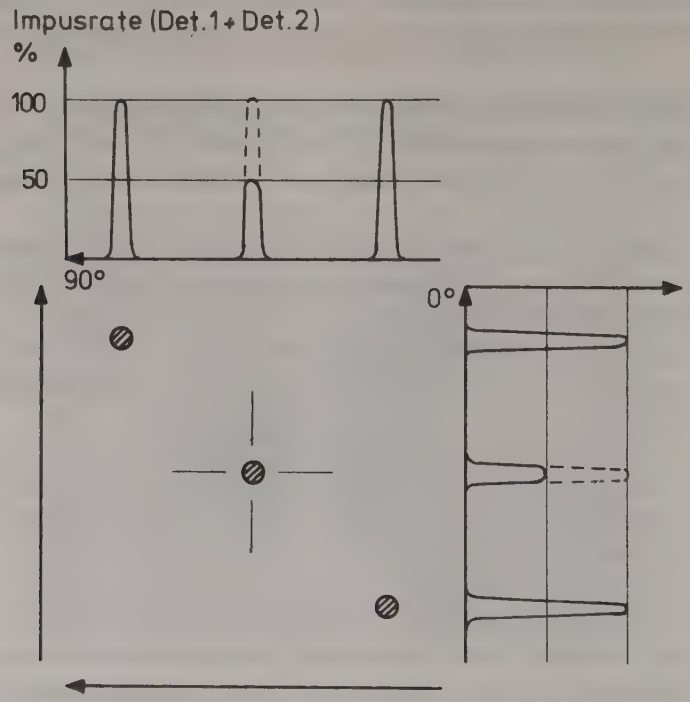


Abb. 29 Zur Erklärung der Inhomogenität der Bildfläche

Diese Empfindlichkeitskurve hat zu Folge, daß Herde in der Mitte der Schicht schwächer wiedergegeben werden als gleichstarke Herde am Rande. Das erklärt sich so:

Der Scanner nimmt von einer Körperschicht 30 Profile aus jeweils um 6^{o} verdrehten Richtungen auf. Bei einer Anordnung, in der beispielsweise drei gleich starke und gleich große Quellen nebeneinander aufgebaut sind wie in Abb. 29, gibt es nun bestimmte Scan-Richtungen, bei denen die Quelle in der Mitte eine niedrigere Impulsrate liefert als die Quellen, die von den Brennpunkten der Kollimatoren überstrichen werden. Die Rückprojektion dieser Profile ergibt dann in der betreffenden Richtung im Szintigramm eine geringere Bildaktivität, als der Wirklichkeit entspricht.

Besonders stark erscheint diese Inhomogenität der Bildfläche, ("Loch" in der Bildmitte), wenn wenige Quellen, so wie in Abb. 29, sich in der Schicht befinden.
Dagegen wird die Inhomogenität um so geringer, je mehr Quellen im Phantom aufgebaut und je gleichmäßiger sie verteilt sind.
Eine solche Anordnung zeigt zum Beispiel Abb. 30:

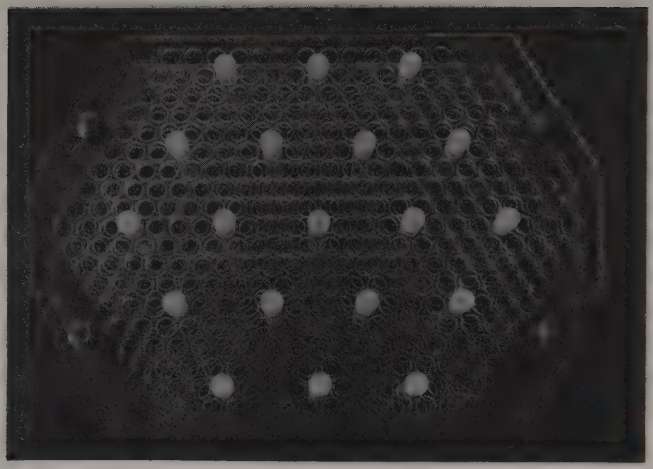


Abb. 30 Symmetrisches Muster aus 19 Punktquellen (ohne Streukörper) zur Prüfung des Scanners auf Homogenität der Bildfläche, Stern- und Brückenbildung und Auflösungsvermögen

Sie bestand aus 19 Einzelherden, die alle eine gleich hohe Aktivität (190 ± 5 µCi) hatten und gleichmäßig über die Phantomebene verteilt waren. Der Mittelpunkt der Anordnung lag im Drehpunkt der Scannerarme.
Dieses symmetrische Muster wurde mit verschiedenen Detektorabständen (44 bis 64 cm) und mit beiden Computerprogrammen szintigraphiert. Bei einem Teil der Messungen war ein inaktiver Streukörper (Wasser) vorhanden.

In Abb. 31 und 32 sind zwei der Szintigramme wiedergegeben. Sie wurden mit dem Körper-Programm bei 44 bzw. 64 cm Kollimatorabstand aufgenommen.

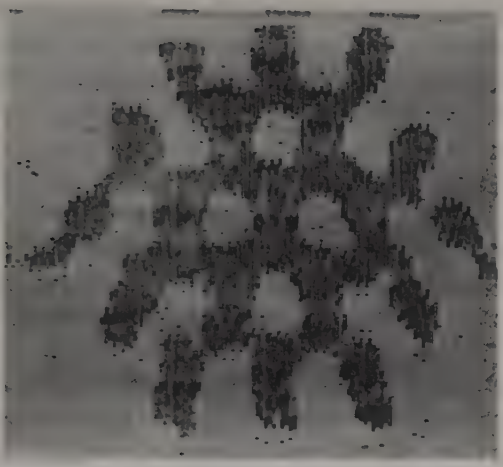


Abb. 31 Szintigramm zu Abb. 30
Kollimatorabstand 44 cm, ohne Streukörper

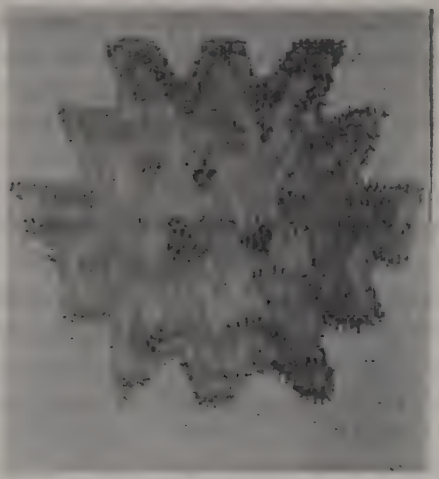


Abb. 32 Szintigramm zu Abb. 30
Kollimatorabstand 64 cm, ohne Streukörper

Wenn man die beiden Szintigramme miteinander vergleicht, stellt man fest, daß in Abb. 31 (Kollimatorabstand 44 cm) die Aktivität des zentralen Herdes im Vergleich zu einem peripheren Herd mit nur 40 % ausgedruckt wird, während in Abb.32 die Aktivität des zentralen Herdes (Kollimatorabstand 64 cm) noch etwa 60 % der peripheren Aktivität beträgt.

Der große Detektorabstand hat also den Vorteil, daß gleich starke Aktivitäten im Phantom nicht so unterschiedlich dargestellt werden wie bei dem kleineren Abstand, dafür geht aber das Auflösungsvermögen völlig verloren.
Dieser Nachteil kann unter keinen Umständen hingenommen werden, sinnvolle Messungen sind so nicht möglich.

Wenn man als nächstes die Aktivitäten mit einem kalten (inaktiven) Streukörper umgibt, ändern sich die Szintigramme nur sehr wenig. Ein streuendes Medium wie Wasser vermag die schwächere Wiedergabe der zentralen Herde nicht auszugleichen (s. 4.3.2).

Die Frage, wie die Szintigramme ausfallen würden, wenn der Computer statt dem arithmetischen Mittel das geometrische Mittel aus beiden Detektorsignalen bilden würde, kann erst nach einer Änderung des Computerprogrammes beantwortet werden.

4.4.5 Formtreue

Einer der wichtigsten Vorteile der Emissions-Computertomographie gegenüber der herkömmlichen Ganz- oder Teilkörper-Szintigraphie ist der Gewinn an zusätzlicher Information, den man mit Kenntnis der Aktivitätsverteilung über einen Körperquerschnitt erhält.
Um diese zusätzliche Information tatsächlich zu erhalten, muß der ECT folgende Forderungen möglichst gut erfüllen:

- Die Aktivitätsverteilung soll über den ganzen Körperquerschnitt ohne irgendwelche Verzerrungen wiedergegeben werden
- Ebenso soll ein einzelner Herd im betrachteten Querschnitt unverzerrt abgebildet werden
- Der Abstand, bei dem zwei oder mehrere Herde noch getrennt werden (also das Auflösungsvermögen), soll möglichst klein sein

Hier wird zunächst nur beschrieben, wie der ECT die beiden ersten Forderungen erfüllt. Das Auflösungsvermögen erhält wegen seiner großen Bedeutung einen eigenen Abschnitt(4.5).

Die Verzerrungsfreiheit wurde anhand der Szintigramme beurteilt, die schon von den Messungen nach Abschnitt 4.4.4 her vorlagen.
Der Vergleich der Szintigramme mit dem Phantom (das Phantom wurde einfach auf das Szintigramm gelegt) zeigte, daß die Zentren aller Herde stets genau unter den entsprechenden Herden im Phantom zu liegen kamen. Weitere Anordnungen, wie sie zum Beispiel Abb. 33 zeigen, brachten dasselbe Ergebnis. Die erste der oben gestellten Forderungen wird also sehr gut erfüllt.

Weniger gut ist die Formtreue, wenn man einen beliebigen Herd für sich allein betrachtet. Vor allem, wenn gleichzeitig mehrere Herde im Phantom sind, findet man oft eine deutliche Verzerrung des Bildes in Richtung der benachbarten Herde. Im schlimmsten Fall kommt es zur Ausbildung von Brücken. Ein Beispiel dafür zeigt Abb. 31.

Hier zeigt sich auch besonders deutlich ein Mangel des Drucksystems:
Schon beim flüchtigen Betrachten eines beliebigen Szintigrammes fällt auf, daß die 2.,4.,6., ... usw. Bildzeile gegenüber der 1.,3.,5., ... usw. Bildzeile konstant um etwa 5 mm in einer Richtung verschoben ausgedruckt wird. Diese Verschiebung hängt zum Teil von der regelbaren Ausdruckgeschwindigkeit ab.Jedes Szintigramm hat also in der betreffenden Richtung eine Art "Unschärfe" und erscheint stets etwas verschwommen. Darüberhinaus erfährt jeder einzelne Herd durch die Zeilenverschiebung eine Dehnung von 5 mm in besagter Richtung.
Die Beseitigung dieses Mangels würde zweifellos einen beträchtlichen Gewinn an Klarheit und Schärfe mit sich bringen.

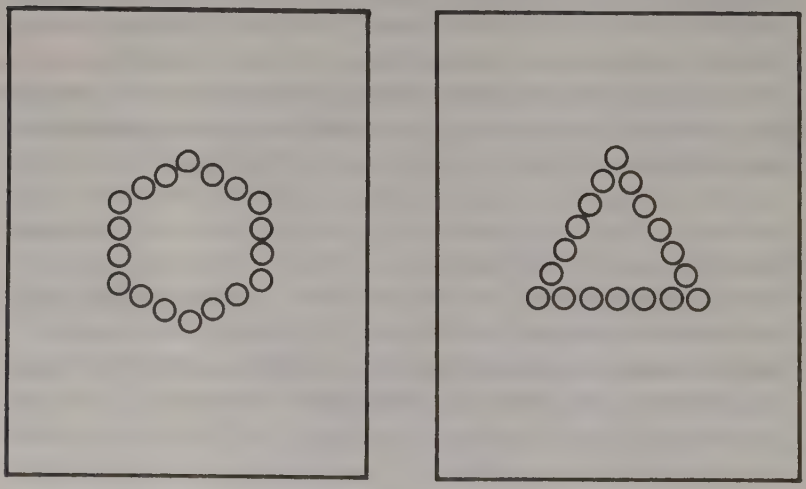


Abb. 33 Zwei weitere Anordnungen zur Prüfung des Scanners auf Formtreue

4.5 Auflösungsvermögen von positiven Herden

In den nächsten Abschnitten wird ausführlich auf das Auflösungsvermögen des J&P-Multipoise-Tomoscanners eingegangen. Vom Auflösungsvermögen hängt ganz wesentlich ab, ob die Querschnitt-Szintigraphie einen Beitrag zur genauen Lokalisation von kalten oder heißen Herden im Körper zu leisten vermag.

4.5.1 Definition des Auflösungsvermögens

Angenommen, es befinden sich zwei radioaktive Quellen Q1 und Q2 im Phantom. Sie sollen sich in ihrer Aktivität um nicht mehr als den Faktor 3 unterscheiden, sonst wird die schwächere Quelle nicht mehr wiedergegeben (s. 4.4.2).

Bringen wir jetzt diese beiden Herde immer näher zusammen, beginnen sie im Szintigramm ineinanderzufließen, bis sie schließlich ab einem bestimmten Mindestabstand r_{min} nur noch als ein größerer Herd zu erkennen sind.
(s. Abb. 34 a,b)

Um für die weiteren Messungen eindeutige Verhältnisse zu schaffen, legen wir nun fest:

Zwei gleich oder verschieden starke Herde Q1 und Q2 werden dann noch als getrennt bezeichnet, wenn die ausgedruckte Aktivität des einen Herdes Q1 noch eindeutig unter 66 % = 2/3 ihrer Zentrumsaktivität (= 100 %) abfällt, ehe sie in den Einfluß des anderen Herdes Q2 gerät und die Aktivität deshalb wieder ansteigt.
Den dazugehörigen Mindestabstand r_{min} definieren wir als das Auflösungsvermögen des Scanners für zwei positive Herde (s. Abb. 35 a,b).

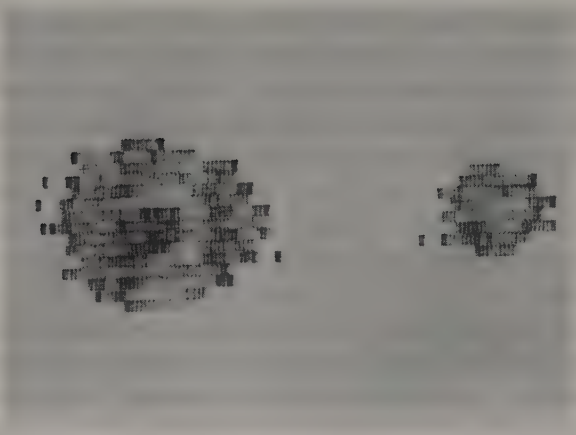


Abb. 34 a Zwei verschieden starke Punktquellen, die noch getrennt werden

Abb. 34 b Zwei verschieden starke Punktquellen, die nicht mehr getrennt werden

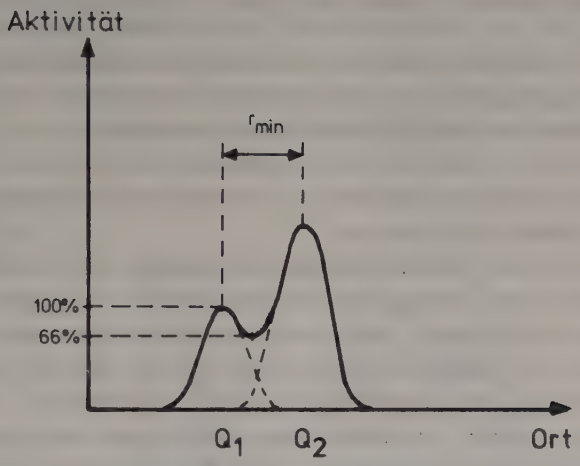


Abb. 35 a Zwei Herde Q1 und Q2 werden gerade noch aufgelöst, wenn sie den Abstand r_{min} (= Auflösungsvermögen) haben

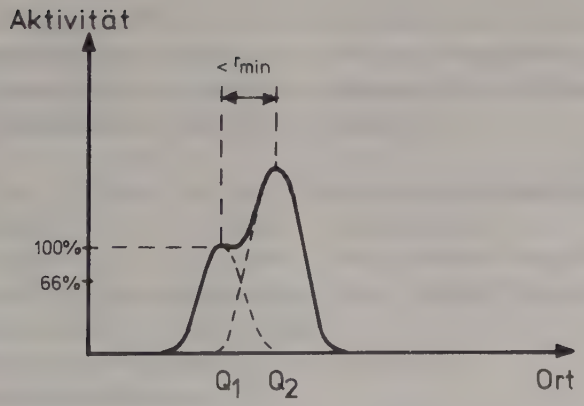


Abb. 35 b Zwei Herde Q1 und Q2 werden nicht mehr aufgelöst, wenn ihr Abstand unterhalb des Auflösungsvermögens r_{min} liegt

Diese Definition für das Auflösungsvermögen ist zwar willkürlich, sie hat sich aber in der Praxis sehr bewährt und ist für beide Computerprogramme(Körper/Hirn) gleichermaßen gültig wie für den Fall, daß kein, ein kalter oder ein heißer Streukörper vorhanden ist.

Praktisch wurde zur Ermittlung des Auflösungsvermögens folgendermaßen vorgegangen:
Zuerst wurde derjenigen Farbe, mit der das Zentrum der schwächeren Quelle erschien, anhand Tabelle 4 (s.Seite 41) die Farbe zugeordnet, die einem Aktivitätsabfall auf 2/3 entsprach. Bei zwei gleich starken Quellen war es gleichgültig, welche der beiden Quellen man betrachtete.
Nun wurde geprüft, ob diese Farbe noch einen vollständigen Ring um das Zentrum der betrachteten Quelle bildete. War das der Fall, wurden die beiden Quellen noch aufgelöst.

Zweckmäßigerweise wurden die Messungen zum Auflösungsvermögen in folgende Gruppen aufgeteilt:

- Zwei Quellen gleicher Aktivität und gleicher Größe
- Zwei Quellen gleicher Aktivität, aber verschiedener Größe
- Zwei Quellen verschiedener Aktivität und gleicher Größe
- Zwei Quellen verschiedener Aktivität und verschiedener Größe
- Mehr als zwei Quellen

Die Messungen werden nun mit ihren Einzelergebnissen in den Abschnitten 4.5.2 bis 4.5.6 beschrieben:

4.5.2 Zwei Quellen gleicher Aktivität und gleicher Größe

Als erstes wurden zwei gleich große und gleich aktive Einzelherde in das Phantom gestellt. Die Einzelherde bestanden aus 1 bis 7 mit radioaktivem ^{99m}Tc gefüllten Reagensröhrchen. Der Durchmesser eines Herdes variierte zwischen 10 und 40 mm (s. Tab. 6), die Aktivität zwischen 50 und 500 µCi.

Form	Durchmesser (mm)
	10
	23
	36
	40

Tab. 6 Zusammenhang zwischen Form und Größe von Einzelherden

Die Messungen wurden bis auf wenige Ausnahmen bei einem Kollimatorabstand von 44 cm durchgeführt, die Scangeschwindigkeit war stets 3 cm/s.

In Tab. 7 findet man die Ergebnisse für das Auflösungsvermögen (letzte Spalte) in Abhängigkeit von

- Größe und Aktivität eines einzelnen Herdes
- Körper- oder Hirnprogramm
- Streukörper (keiner, kalt, heiß)
- Kollimatorabstand

Durchm. / Aktiv. des Einzelherdes (mm)	(µCi)	Programm K	H	Streukörper kein	kalt	heiß +)	Kollim. abstand (cm)	Aufl. verm. (mm)
10	100	x		x			44	40
	280	x		x			44	40
	470	x		x			44	40
	120		x	x			44	40
	480		x	x			44	40
	410	x			x		44	40
	120	x				10	44	40
23	225	x		x			44	45
	130	x			x		44	45
	300	x		x			54	65
36	340	x		x			54	60
40	450	x		x			44	52
	410		x	x			44	54
	280	x			x		44	54

+) = µCi/Glas

Tab.7 Auflösungsvermögen von zwei Herden gleicher Größe und Aktivität

Man kann vorerst folgende wichtige Ergebnisse festhalten: Das Auflösungsvermögen für zwei Herde gleicher Größe und Aktivität

- beträgt im besten Fall 40 mm
- ist unabhängig vom Computerprogramm (Körper/Hirn)
- hängt nicht davon ab, ob ein kalter Streukörper vorhanden ist
- wird schlechter, wenn die Größe der Herde zunimmt
- wird schlechter, wenn der Kollimatorabstand zunimmt
- wird schlechter, wenn ein heißer Streukörper vorhanden ist

4.5.3 Zwei Quellen gleicher Aktivität, aber unterschiedlicher Größe

Als nächstes wurde untersucht, wie sich das Auflösungsvermögen ändert, wenn die beiden Herde zwar gleich aktiv sind, aber der eine größer ist als der andere.
Verändert wurden hier:

- Größe und Aktivität der Herde
- Streukörper
- Computerprogramm

Konstant blieben der Kollimatorabstand (44 cm) und die Scan-Geschwindigkeit (3 cm/s).

Die Ergebnisse zeigt Tabelle 8:

Größe Q1	Größe Q2	Aktiv. (µCi) Q1	Aktiv. (µCi) Q2	Programm K	Programm H	Streukörper kein	Streukörper kalt	Aufl.verm. (mm)
o		90	110	x			x	45
o		380	360		x	x		50
		225	240	x			x	50

Tab. 8 Auflösungsvermögen von zwei Herden gleicher Aktivität, aber unterschiedlicher Größe

- Das Auflösungsvermögen für zwei gleich aktive Herde wird um so schlechter, je mehr sie sich in ihrer Größe unterscheiden
- Die Quelle mit der größeren Ausdehnung (Q2) wird im Szintigramm als weniger aktiv wiedergegeben als die kleinere Quelle (Q1), selbst wenn sie (Q2) tatsächlich gleich aktiv oder sogar noch etwas aktiver ist.(Zur Erklärung s. 4.4.2).

4.5.4 Zwei Quellen unterschiedlicher Aktivität, aber gleicher Größe

Die beiden Herde waren jetzt wieder gleich groß, hatten aber eine unterschiedliche Aktivität. Die Aktivität der schwächeren Quelle wurde dabei so gewählt, daß sie gerade noch im Szintigramm erschien. Kollimatorabstand und Scan-Geschwindigkeit waren wieder 44 cm bzw. 3 cm/s.

Die Ergebnisse zeigt Tabelle 9:

Größe Q1	Größe Q2	Aktiv. (µCi) Q1	Aktiv. (µCi) Q2	Programm K	Programm H	Streukörper kein	Streukörper kalt	Streukörper heiß +)	Aufl.verm. (mm)
		260	750	x		x			45
		170	490	x		x			45
		230	660		x	x			45
o	o	80	220		x	x			45
		50	125	x			x		45
		160	360	x			x		45
o	o	140	260	x				25	60
		120	350	x				20	60

+) = µCi/Glas

Tab. 9 Auflösungsvermögen von zwei Herden unterschiedlicher Aktivität, aber gleicher Größe

Ähnlich wie im vorigen Abschnitt 4.5.3 gilt also weiter:

- Das Auflösungsvermögen für zwei gleich große Herde wird schlechter, wenn sie unterschiedliche Aktivitäten haben.

4.5.5 Zwei Quellen unterschiedlicher Aktivität und unterschiedlicher Größe

In der letzten Meßreihe mit zwei Herden war sowohl die Größe als auch die Aktivität der einen Quelle (Q1) kleiner als bei der anderen Quelle(Q2). Gleich blieben wieder der Kollimatorabstand (44 cm) und die Scan-Geschwindigkeit (3 cm/s).

Das Auflösungsvermögen für diese Bedingungen zeigt Tabelle 10 (letzte Spalte):

Größe Q1 Q2	Aktiv.(µCi) Q1	Q2	Programm K	H	Streukörper kein	kalt	Aufl.verm. (mm)
○ ∞	55	165	x		x		47
	50	150		x	x		47
	40	120	x			x	47
○ ∞	180	420	x		x		54
	165	385		x	x		54
	110	260	x			x	54

Tab. 10 Auflösungsvermögen von zwei Herden unterschiedlicher Aktivität und unterschiedlicher Größe

Diese Messungen brachten zwar keine neuen Erkenntnisse mehr, aber sie waren eine gute Bestätigung der in den Abschnitten 4.5.2 bis 4.5.4 aufgeführten Einzelergebnisse.

4.5.6 Mehr als zwei Quellen

Bisher wurde das Auflösungsvermögen nur für den Fall ermittelt, daß lediglich zwei aktive Herde im Phantom sind.

Jetzt wurden auch solche Anordnungen im Phantom aufgebaut, die aus mehr als zwei einzelnen Herden bestanden oder die bestimmte geometrische Figuren (Kreis, Dreieck, Stern) darstellten.
Untersucht wurde vor allem, bis zu welcher Größe die Grundform einer Figur verkleinert werden konnte, ehe das Bild im Szintigramm zu einem einzigen Fleck zusammenfloß.

Als Beispiel seien hier die Messungen näher beschrieben, bei denen eine kreisförmige Figur im Phantom aufgebaut war (Abb. 36 a,b):

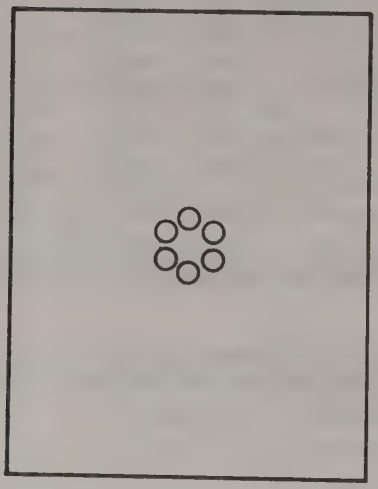


Abb. 36a Simulierter Kreis mittlerer Durchmesser 55 mm

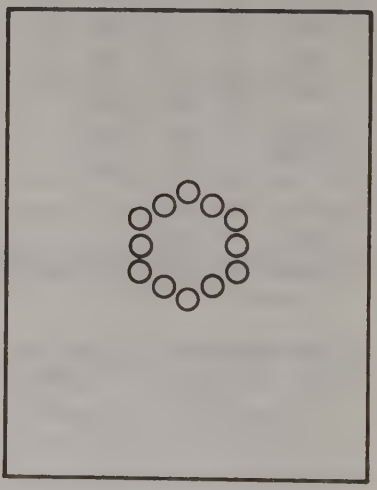


Abb. 36b Simulierter Kreis mittlerer Durchmesser 27 mm

Nun wurde, sowohl mit als auch ohne Streukörper, der Durchmesser des Kreises so lange verkleinert, bis der Kreis nicht mehr als solcher im Szintigramm zu erkennen war.

Tabelle 11 faßt die Ergebnisse zusammen:

Durchm. (mm)	Gesamtakt. (uCi)	Programm K	Programm H	Streukörper kein	Streukörper kalt	aufgelöst
55	500		x	x		ja
55	3600		x	x		ja
55	2400	x			x	ja
27	1800		x	x		nein

Tab. 11 Auflösungsvermögen von kreisförmigen Figuren

In guter Übereinsitmmung mit den schon gefundenen Ergebnissen aus den Abschnitten 4.5.2 bis 4.5.5 kann man auch hier feststellen, daß das Auflösungsvermögen

- unabhängig ist von der Aktivität einer radioaktiven Anordnung
- unabhängig ist von dem Computerprogramm
- von einem kalten Streukörper kaum beeinflußt wird
- nicht unter 45 mm liegt

Die Messungen mit anderen Figuren (drei und mehr Herde, Dreieck, Stern) ergaben dieselben Resultate.

Besonders hervorgehoben sei nochmals, daß das Auflösungsvermögen in keinem Fall besser als 45 mm war.

4.6 Kalte Herde

Alle in Abschnitt 4.5 beschriebenen Messungen wurden ausschließlich mit "positiven" Herden durchgeführt. Das heißt, die Herde hatten gegenüber der Umgebung eine höhere Aktivität. Alle Ergebnisse dieser Messungen sind demgemäß auch nur für positive Herde zutreffend.
Mit den Messungen, die jetzt beschrieben werden, wurde untersucht, wie die Abbildungseigenschaften des J&P-Multipoise-Tomoscanners für "negative" oder "kalte" Herde ausfallen. Negativ oder kalt bedeutet, daß die Herde gegenüber der Umgebung weniger Aktivität speichern.

Damit ist schon eine Bedingung für alle Messungen mit kalten Herden gestellt:
Es muß stets ein (schwach) radioaktives Streumedium vorhanden sein. In diesem radioaktiven Streumedium oder Streukörper befinden sich dann die kalten Herde.

Bei der praktischen Durchführung der Versuche wurde der radioaktive Streukörper mit den negativen Herden folgendermaßen simuliert:

Alle Löcher des Phantoms wurden mit Reagensröhrchen besetzt, die alle gleichviel radioaktives ^{99m}Tc enthielten. Die Aktivität pro Röhrchen lag zwischen 10 und 30 µCi, die Gesamtaktivität demnach zwischen 3.5 und 10 mCi (bei 347 Röhrchen im Phantom).
Indem ein oder mehrere mit ^{99m}Tc gefüllte Röhrchen durch wassergefüllte ersetzt wurden, war dann schnell ein kalter Herd ins Phantom gebracht.

Sämtliche Messungen wurden mit dem Körperprogramm, dem Kollimatorabstand 44 cm und der Scan-Geschwindigkeit 3 cm/s vorgenommen.

4.6.1 Minimale Größe eines kalten Herdes

Ähnlich wie beim Auflösungsvermögen von positiven Herden stellen wir für negative Herde die Bedingung, daß zu ihrer eindeutigen Wiedergabe im Szintigramm die Aktivität im Zentrum eines Herdes auf mindestens 2/3 = 66 % der umgebenden Aktivität (gleich 100 %) absinken muß (vgl. Definition in 4.5.1).

Als erstes mußte man wissen, wie klein ein kalter Herd in einem aktiven Streukörper überhaupt sein darf, damit er noch eindeutig zu erkennen ist.

So wurde zunächst ein kleiner kalter Herd, der aus nur einem wassergefüllten Röhrchen (Durchmesser 10 mm) bestand, in die Mitte des Streukörpers gesetzt. Dieser Herd war aber noch zu klein, um im Szintigramm gesehen zu werden. Deshalb wurde er schrittweise vergrößert, bis er nach obiger Definition sicher zu identifizieren war.

Auf diese Weise wurde für verschieden aktive Streukörper der minimale Durchmesser ermittelt, den ein kalter Herd haben durfte.

Drei wichtige Einzelergebnisse sind vorerst (s. Tab. 12):

- Der Durchmesser eines kalten Herdes in einem heißen Streukörper darf nicht kleiner als 40 mm sein, wenn der Herd noch eindeutig wiedergegeben werden soll. Es darf dabei kein heißer Herd gleichzeitig im Phantom sein (s.4.6.3).
- Dieser minimale Durchmesser ist unabhängig von der Aktivität des heißen Streukörpers.
- Die Abbildungsqualität eines kalten Herdes ist nur mäßig, sie fällt gegenüber der eines positiven Herdes deutlich ab.

Aktivität des Streukörpers pro Röhrchen / gesamt (μCi)	(mCi)	minimaler Durchmesser eines kalten Herdes (mm)
12.8	4.4	40
11.4	3.8	40
20.0	7.0	40
19.0	6.6	40
14.0	4.8	40

Tab. 12 Zur Bestimmung des minimalen Durchmessers eines kalten Herdes in einem aktiven Streukörper

4.6.2 Auflösungsvermögen für zwei kalte Herde

Nachdem der minimale Durchmesser, den ein kalter Herd haben darf, bekannt war, richtete sich unser Interesse auf das Auflösungsvermögen für zwei kalte Herde.
Wichtig war vor allem zu wissen, wie das Auflösungsvermögen unter den günstigsten Voraussetzungen ist. Die Messungen wurden deshalb nur mit den kleinstmöglichen kalten Herden (Durchmesser 40 mm) auf die gleiche Weise wie mit zwei heißen Herden (s. 4.5.2) durchgeführt.
Mit der im vorigen Abschnitt 4.6.1 formulierten Bedingung für das eindeutige Erkennen von kalten Herden erhalten wir das nächste Ergebnis:

- Das Auflösungsvermögen für zwei kalte Herde in einem aktiven Streukörper beträgt bestenfalls 60 mm.

4.6.3 Kalter und heißer Herd in einem aktiven Streukörper

Die in den Abschnitten 4.6.1 und 4.6.2 angegebenen Grenzwerte für Größe und Auflösungsvermögen von kalten Herden gelten nur dann, wenn nicht gleichzeitig ein heißer Herd im Phantom ist. Andernfalls verschlechtern sich beide Werte, wie folgende Versuche zeigten:

In das Phantom wurde ein heißer Herd neben einen kalten Herd gestellt. Die Aktivität des heißen Herdes war pro Flächeneinheit etwa 5 bis 10 mal höher als die des aktiven Streukörpers.

Das Ergebnis dieser Messungen ist in drei weiteren Punkten festgehalten:

- Der minimale Durchmesser für einen kalten Herd in einem aktiven Streukörper vergrößert sich von etwa 40 auf 50 mm, wenn gleichzeitig ein heißer Herd anwesend ist.
- Je stärker der heiße Herd im Vergleich zum aktiven Streukörper ist, desto größer muß der kalte Herd sein, um einwandfrei abgebildet zu werden.
- Ein kalter Herd muß von einem heißen Herd einen Abstand von mindestens 80 mm haben, damit er nicht vom heißen Herd überstrahlt wird.

4.7 Abbildungsqualität von Herden in einem aktiven Streukörper

Im Abschnitt 4.5.2 wurde schon kurz erwähnt, daß das Auflösungsvermögen für zwei positive Herde schlechter wird, wenn sie von einem aktiven Streukörper umgeben sind.

Zusammen mit den Ergebnissen der Abschnitte 4.6.1 bis 4.6.3 kann man jetzt allgemein sagen, daß die Abbildungsqualität für jede Art von Herden, ob kalt oder heiß, nur mäßig ist, wenn sie sich in einem aktiven (heißen) Streukörper befinden.
Das trifft vor allem auf die Formtreue und das Auflösungsvermögen zu.

4.8 Leber-Milz-Phantom

Den Abschluß der Phantom-Messungen am J&P-Multipoise-Tomoscanner bildete die Nachbildung eines Körperquerschnittes, der den wirklichen Verhältnissen möglichst nahe kommen sollte.

Der simulierte Querschnitt lag etwa in der Höhe des Überganges von der Brust- zur Lendenwirbelsäule (Th 12/L1). Damit wurde die Leber zusammen mit der Milz in einer Schicht getroffen (1,12,19,28,44).

4.8.1 Leber-Milz-Phantom ohne heiße Knoten

Zuerst wurde das Phantom ohne simulierte heiße Herde aufgebaut. Die "Leber" bestand aus 87 aktiven Röhrchen mit einer Gesamtaktivität von rund 1500 µCi, die "Milz" aus 14 gleich aktiven Röhrchen mit einer Gesamtaktivität von rund 250 µCi.
Leber und Milz lagen in einem kalten Streukörper, dessen Umriß etwa dem eines Körperquerschnittes entsprach.
Abb. 38 a zeigt das Leber-Milz-Phantom.

Im Szintigramm (Abb. 38 b) wurden Leber und Milz vorbildgetreu abgebildet, sowohl was die Form als auch die Gleichmäßigkeit der Bildfläche anbelangt. Lediglich zwei kleine, falsch positive Herde sind in der Nähe der Leber zu finden. Auch zeigt die Leber an wenigen Stellen kleine, zipfelige Ausziehungen, die aber nicht ins Gewicht fallen.

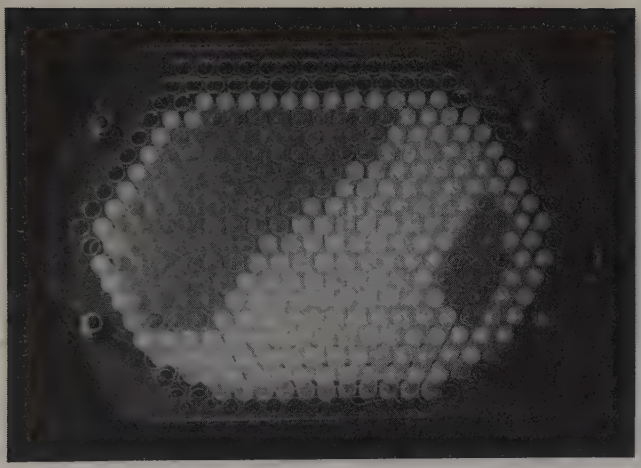


Abb. 38 a Leber-Milz-Phantom ohne heiße Knoten
Aktivität der Leber 1500 µCi
Aktivität der Milz 250 µCi

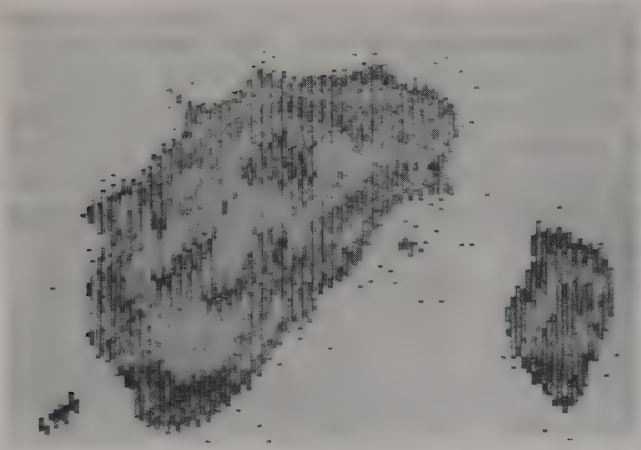


Abb. 38 b Szintigramm zu Abb. 38 a

4.8.2 Leber-Milz-Phantom mit zwei heißen Knoten

Es wurden jetzt zwei heiße Knoten in die Leber eingebracht (s. Abb. 39 a). Beide hatten die gleiche Aktivität (ca. 100 µCi). Mehrere Messungen wurden durchgeführt, bei denen die Herde im Vergleich zu der Leber bzw. Milz eine 5 bis 10 mal höhere Aktivität pro Flächeneinheit hatten. Der Abstand zwischen den Herden war 55 mm.

Je nachdem, welche Aktivität die beiden Herde hatten, wurden (unter sonst gleichen Bedingungen) Leber und Milz nach Größe und Aktivität unterschiedlich ausgedruckt. Hatten die Herde zum Beispiel 10 mal mehr Aktivität pro Flächeneinheit als die Leber bzw. Milz, verschwand die Milz sogar im Szintigramm, die Leber wurde dabei nur noch halb so groß wiedergegeben wie im Fall ohne heiße Knoten.

Ein Leber-Milz-Szintigramm mit zwei heißen Knoten zeigt Abb. 39 b. Die beiden Knoten hatten eine Aktivität von je 100 µCi, die Leber eine Gesamtaktivität von rund 1650 µCi, die Milz rund 265 µCi. Damit war die Flächenaktivität der Knoten etwa 5 mal höher als die der Leber oder Milz.

Die Knoten sind (im Orginal) gut zu erkennen, sie werden einwandfrei getrennt.
Im Vergleich zum Szintigramm ohne heiße Knoten (Abb. 38 b) werden Leber und Milz hier kleiner und als weniger aktiv wiedergegeben.
Die Formtreue ist in beiden Fällen zufriedenstellend.

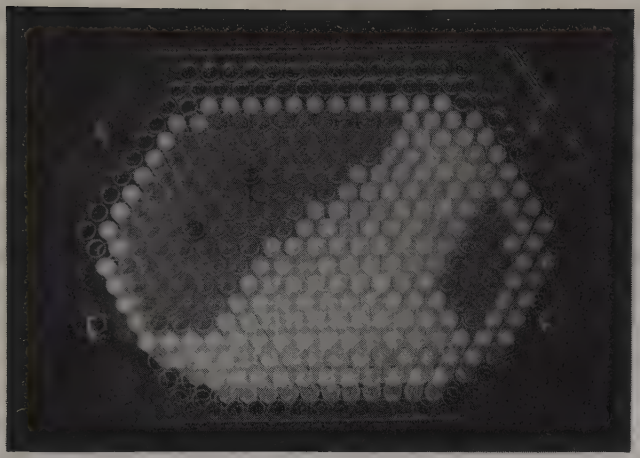


Abb. 39 a Leber.Milz-Phantom mit zwei heißen Knoten
Aktivität der Leber 1650 µCi
Aktivität der Milz 265 µCi
Aktivität pro Knoten 100 µCi

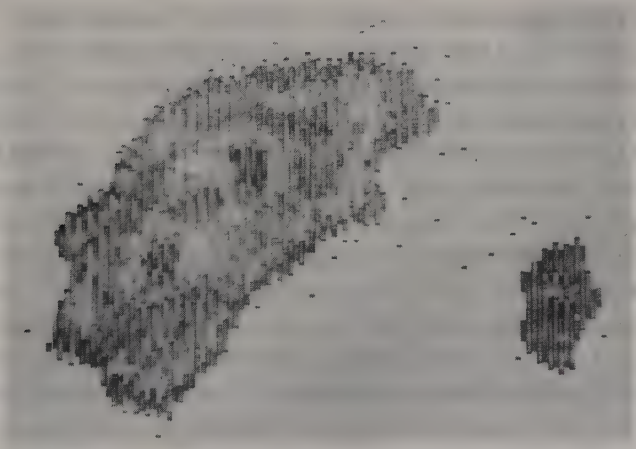


Abb. 39 b Szintigramm zu Abb 39 a

5. DISKUSSION

In dieser Arbeit wurden die Abbildungseigenschaften eines neuentwickelten, industrierll gefertigten Emissions-Computertomographen mit Hilfe eines eigens dafür entworfenen Phantoms untersucht. Die Schwerpunkte der Messungen lagen auf der Homogenität der Bildfläche, der Formtreue und vor allem auf dem Auflösungsvermögen für heiße und kalte Herde.
Bei der Bestimmung des Auflösungsvermögens wurde großer Wert auf die Aussagesicherheit gelegt.

Die wichtigsten Ergebnisse sind:

1. Die Homogenität der Bildfläche (s. 4.3.2, 4.4.4) ist noch nicht voll befriedigend. Stets werden Aktivitäten in der Mitte der Schicht weniger aktiv wiedergegeben als gleich aktive Herde in der Peripherie. Dabei spielt es keine Rolle, ob das Körper- oder das Hirn-Programm gewählt wird oder ob die Herde von einem inaktiven Streukörper umgeben sind.
Wie in 4.3.2 und 4.4.4 schon ausführlich beschrieben wurde, resultiert das "Loch" in der Szintigramm-Mitte vor allem aus der Detektor-Empfindlichkeitskurve, die ein Minimum zwischen zwei ausgeprägten Maxima hat. Diese Maxima entsprechen den Brennpunkten der beiden fokussierenden Kollimatoren. Die Brennpunkte zeichnen sich dadurch aus, daß dort eine radioaktive Quelle die größte Zählrate liefert, und daß das Auflösungsvermögen in diesem Abstand am besten ist.
Eine homogenere Bildfläche ist vor allem dann zu erreichen, wenn man anstelle stark fokussierender Kollimatoren solche verwendet, die entlang ihrer Achse ("Blickrichtung") eine gleichmäßigere Empfindlichkeits-Charakteristik zeigen.

Wie Myers and Mallard (41) berichten, ist es grundsätzlich möglich, Kollimatoren zu konstruieren, die bei unterschiedlichen Quelle-Kollimator-Entfernungen annähernd gleiche Zählraten liefern. Die beschriebenen Kollimatoren haben dabei ein nur unwesentlich schlechteres Auflösungsvermögen zur Seite hin.

Ein weiterer Grund für die schwächere Wiedergabe von Quellen in der Bildmitte ist darin zu suchen, daß die Abschwächung der Gamma-Strahlen noch nicht genügend im Computer-Auswerteprogramm berücksichtigt wird. Hier bietet sich vor allem die von Müller-Schauenburg et al. (40) beschriebene geometrische Mittelung der beiden Detektorsignale an, die die Abschwächung der Strahlung aus allen weiteren Berechnungen eliminiert (s. 2.4).
Diese letztere Ursache fällt allerdings gegenüber der ersten nicht so stark ins Gewicht, denn das Loch in der Bildmitte tritt bereits dann auf, wenn kein Streukörper im Phantom simuliert wird und die Abschwächung der Gamma-Strahlung durch Luft vernachlässigt werden kann.

2. Eine unmittelbare Folge der Inhomogenität der Bildfläche ist, daß eine quantitative Szintigraphie von Körperquerschnitten mit dem J&P-Multipoise-Tomoscanner noch nicht möglich ist.
Das größte Hindernis auf dem Weg dorthin stellen zur Zeit die Kollimatoren dar (s.o.).

3. Radioaktive Strukturen in einem inaktiven Streukörper werden formgetreu und ohne wesentliche Verzerrungen im Maßstab 1:1 wiedergegeben. Lediglich wenn aktive Strukturen eine gewisse Mindestgröße unterschreiten (typischerweise 60 mm), werden sie als Rundherde dargestellt. Das hat seine Ursache in dem begrenzten Auflösungsvermögen des Scanners.

Mit dem Auftreten von Artefakten (26) ist erst dann zu rechnen, wenn einzelne Herde eine geringere Aktivität als 15 µCi haben (bei einem Kollimatorabstand von 44 cm) oder wenn mehrere Herde in einem symmetrischen Punktmuster aufgebaut werden.
Weniger gut ist die Formtreue bei kalten Herden oder Strukturen, die sich in einem radioaktiven Streumedium befinden. Im Gegensatz zu heißen (aktiven) Herden wird der Umriß der kalten Herde um so unregelmäßiger, je kleiner sie sind. Es wird deshalb oft schwierig sein, im Szintigramm kalte Herde von solchen Stellen zu unterscheiden, wo eine niedrige Aktivität durch statistische Schwankungen vorgetäuscht wird. Hier ist zu überlegen, ob durch Wahl eines anderen Glättungsprogrammes Verbesserungen erzielt werden können. Csirik und Csernay (13) haben ein Glättungs- und Filterverfahren entwickelt, das speziell bei negativen Herden die Aussagekraft der Szintigramme erhöht.

4. Das Auflösungsvermögen des J&P-Multipoise-Tomoscanners für zwei positive Herde ist im günstigsten Fall rund 40 mm, für zwei negative Herde in einem radioaktiven Streumedium nur etwa 60 mm.Diese Werte wurden unter Kriterien bestimmt, die eine ausreichend hohe Aussagesicherheit gewährleisteten.

Mit einer Abnahme des Auflösungsvermögens für positive Herde ist dann zu rechnen, wenn die Herde an Größe zunehmen oder sich in ihrer Aktivität um mehr als 10 % unterscheiden.

Einen großen Einfluß hat auch ein aktiver Streukörper. Er verschlechtert das Auflösungsvermögen um so mehr, je aktiver er im Vergleich zu den Herden ist. Dagegen bleibt ein inaktiver Streukörper ohne nennenswerte Wirkung.
Ähnliches gilt für kalte Herde in einem aktiven Streukörper. Zu ihrer eindeutigen Identifizierung müssen sie, unabhängig von der Aktivität des Streukörpers, einen Mindestdurchmesser von etwa 40 mm haben. Dieser Mindestdurchmesser

wird größer, wenn gleichzeitig ein heißer Herd im Streumedium anwesend ist.

5. Die Detailerkennbarkeit im Szintigramm und das Auflösungsvermögen des Scanners hängen ganz wesentlich davon ab, mit welchem Kollimatorabstand ein Querschnitt-Szintigramm aufgenommen wird. Beide Eigenschaften werden um so besser, je kleiner der Abstand ist. Um also eine optimale Aussagekraft der Szintigramme zu erhalten, müssen die Detektoren so nahe wie nur irgend möglich einander genähert werden (in unserem Fall meistens 44 cm). Dabei muß eine deutliche Inhomogenität der Bildfläche in Kauf genommen werden (was aber ohne Auswirkungen auf das Auflösungsvermögen bleibt).
Das Auflösungsvermögen und die Formtreue hängen nur wenig von der absoluten Aktivität der radioaktiven Strukturen in der Körperschicht ab. Insofern ist es auch von untergeordneter Bedeutung, bei welcher Abtast-(Scan-) Geschwindigkeit ein Tomogramm registriert wird.
Für alle Phantom-Messungen wurde eine Abtast-Geschwindigkeit von 3 cm/s gewählt. Das hatte zwei Gründe:

- einerseits hielt sich die Dauer eines Abtastvorganges in vertretbare Grenzen (ca. 8 min)
- andererseits war bei dieser Geschwindigkeit gewährleistet, daß die Matrix-Zellen im Kernspeicher des Computers (s. 3.2) hinreichend hohe Zählraten aufnahmen.

Voraussetzung für eine befriedigende Bildqualität und ein gutes räumliches Auflösungsvermögen bleibt stets eine statistisch signifikante Änderung der Impulsrate über den einzelnen Querschnitts-Profilen. So mußte zum Beispiel ein Einzelherd eine Mindestaktivität von 15 µCi aufweisen, ohne daß störende Artefakte, wie Sternbildung und Untergrund, im Szintigramm erschienen.

Aus den Ergebnissen wird ersichtlich, daß der J&P-Multipoise-Tomoscanner die korrekte Lokalisation von heißen und kalten Herden in einem Körperquerschnitt ermöglicht. Dagegen ist die quantitative Erfassung der Herde derzeit noch nicht möglich.

Die Emissions-CAT kann nicht die Bildschärfe und das Auflösungsvermögen wie die Röntgen-CAT (EMI-Scanner) aufweisen (18,21,36,42).
Das liegt zum einen an dem unterschiedlichen Photonenfluß der jeweils angewandten Strahlung. Während bei der Emissions-CAT signifikante Änderungen von Impulsraten erfaßt werden müssen, denen statistische und diskrete Zerfallsprozesse zugrundeliegen, arbeitet die Röntgen-CAT mit einer kontinuierlichen Strahlung.
Ein weiterer Grund ist die feiner unterteilte Kernspeicher-Matrix bei den heute betriebenen Röntgen-Computertomographen (160 x 160, zum Teil auch 256 x 256 Zellen) im Vergleich zum J&P-Multipoise-Tomoscanner (80 x 80 Zellen), woraus unmittelbar ein besseres Auflösungsvermögen folgt.
Das Auflösungsvermögen in der Röntgen-CAT beträgt zum Beispiel für zwei gegenüber der Umgebung strahlendichtere Herde etwa 6 mm, in der Emissions-CAT ist es für zwei positive Herde lediglich 40 mm.
Die Emissions-Computertomographie hat dafür den Vorzug, daß mit ihr Gewebeveränderungen erfaßt werden können, die keine für Röntgenstrahlen wirksame Änderungen der Strahlendichte zur Folge haben (18). Insbesondere bei der Lokalisation von positiven, das heißt Aktivität speichernden Herden kann die Emissions-CAT zusätzliche differentialdiagnostische Informationen liefern (34).

Als Beispiel sei das subdurale Hämatom aufgeführt: Während es im Röntgen-Computertomogramm in der isodensen Phase unsichtbar bleibt, kann es im Szintigramm sehr wohl aufgedeckt werden (16,22,36,47).

Die Emissions-CAT und die Röntgen-CAT sind also keine konkurrierende Techniken zur Diagnose von pathologischen Prozessen, sondern sie ergänzen sich gegenseitig.

Ist erst einmal eine quantitative Emissions-Computertomographie möglich, bieten sich weitere Anwendungsgebiete für die Emissions-CAT an, so zum Beispiel dynamische Querschnittuntersuchungen zur Funktionsdiagnostik von Leber, Nieren und anderen Organen.

+++++

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. ALFIDI,R.J., J.HAAGA, T.F.MEANEY, W.J.MC INTYRE, L.GONZALEZ, R.TARAR, M.G.ZEICH, S.A.COOK, G.JELDEN
Computed tomography of the thorax and abdomen
Radiology 117 (1975) 257

2. ANGER,K., U.FEINE, R.C.MILWARD
Technik der axialen Emissions-Computertomographie
Acta Medicotechnica 25. Jg. Nr. 6 (1977) 181-184

3. BECKER,J. (Herausg.)
Radiologie und Strahlenschutz
Berlin Heidelberg New York: Springer 1976

4. BOWLEY,A.R., C.G.TAYLOR, D.A.CAUSER, D.C.BARBER, W.I.KEYES, P.E.UNDRILL, J.R.CORFIELD, J.R.MALLARD
A radioisotope scanner for rectilinear, arc, transverse section and longitudinal section scanning
Brit. J. of Radiol. 46 (1973) 262-271

5. BRACEWELL,R.N.
The Fourier transform and its applications
New York: Mc Graw-Hill 1965

6. BRADSTOCK,P.A., R.C.MILWARD
Application of a general-purpose scintigraphic scanner to transverse section (tomographic) gamma-ray imaging
Vortrag 7. Wissensch. Tagung der Dt. Ges. f. Medizin. Physik 5.-7. Mai 1976, Heidelberg

7. BROOKS,R.A., G. DI CHIRO
Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographic and Radioisotopic Imaging
Phys. Med. Biol. 21 (1976) 689-732

8. BUDINGER,T.F.
Quantitative Nuclear Medicine Imaging
in: Recent Advances in Nuclear Medicine (edited by John H. Lawrence) pp. 41-130

9. BUDINGER,T.F., G.T.GULLBERG
Three-Dimensional Reconstruction of Isotope Distributions
Phys. Med. Biol. 19 (1974) 387-389

10. CHESLER,D.A.
Positron Tomography and Three-Dimensional Reconstruction Technique
in: Tomographic Imaging in Nuclear Medicine (edited by G.S. Freedman) pp. 176-183

11. CORMACK,A.M.
Reconstructions of densities from their projections, with applications in radiological physics
Phys. Med. Biol. 18 (1973) 195-207

12. COTTON,P.B.
Imaging the Liver and Pancreas - A Clinician's View
in: Computerized Axial Tomography in Clinical Practise (edited by G.H. du Boulay and I.F. Moseley) pp. 367-371
Berlin Heidelberg New York: Springer 1977

13. CSIRIK,J., L.CSERNAY
Erfahrungen mit den Glättungs- und Filterverfahren in der Computerszintigraphie
in: Proc. of the 3rd International Symp. on Nucl. Med, Carlsbad May 29 - June 1, 1973 (edited by O. Andrysek and J. Mestan) pp. 129-134

14. DE LAND,F.H., A.E.JAMES, G.MUELLEHNER, H.N.WAGNER
The value of tomography in liver scanning
Radiology 102 (1972) 429-432

15. FEINE,U., K.ZUM WINKEL
Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik
Stuttgart: G.Thieme 1969

16. FEINE,U., K.ANGER, W.MÜLLER-SCHAUENBURG, R.C.MILWARD
Erste klinische Erfahrungen mit einem axialen Emissions-Computertomographen
Fortschr. Röntgenstr. 127 (1977) 358-365

17. FREEMAN,L.M.
Computerized Transverse Axial Tomography with X-Rays in: Tomographic Imaging in Nuclear Medicine (edited by G.S. Feedman) pp. 200-204

18. FRIEDMANN,G., U.MÖDDER
Leistungsfähigkeit der Ganzkörper-Computertomographie
Dtsch. Ärzteblatt Heft 48 (1978) 2891-2899

19. GAMBARELLI,J., G.GUÉRINEL, L.CHEVROT, M.MATTEI
Computerized Axial Tomography - An Anatomical Atlas of Serial Sections of the Human Body
Berlin Heidelberg New York: Springer 1977

20. HOUNSFIELD,G.N.
Computerized transverse axial scanning (tomography)
Brit. J. of Radiol. 46 (1973) 1016-1022

21 HOUNSFIELD,G.N.
Picture quality of computed tomography
Amer. J. of Roentgenol. 127 (1976) 3

22. HUBER,G.
Besondere computertomographische und szintigraphische Aspekte des Subduralhämatoms
Fortschr. Röntgenstr. 128 (1978) 11-15

23. J & P NUCLEONIC APPARATE
MS 425 - CAT Multipoise Scanner für Axial-Tomographie (Beschreibung)

24. KAY,D.B., W.I.KEYES, W.SIMON
Radionuclide tomographic image reconstruction using Fourier transform techniques
J. Nucl. Med. 15 (1974) 981-986

25. KEYES,W.I.
A practical approach to transverse-section gamma-ray imaging
Brit. J. of Radiol. 49 (1976) 62-70

26. KINGSLEY,D.P.
Computer Tomographic Artefacts
in: Computerized Axial Tomography in Clinical Practise (edited by G.H. du Boulay and I.F. Moseley) pp. 36-42 Berlin Heidelberg New York: Springer 1977

27. Kohlrausch, F.
Praktische Physik Bd. 3 (Tafeln) 22. Aufl.
Stuttgart: B.G. Teubner 1968

28. KREEL,L.
Some Anatomical Problems of Computerized Axial Tomogr.
in: Computerized Axial Tomography in Clinical Practise (edited by G.H.du Boulay and I.F. Moseley) pp. 339-352 Berlin Heidelberg New York: Springer 1977

29. KUHL,D.E., R.Q.EDWARDS
Image separation radioisotope scanning
Radiology 80(1963) 653-661

30. KUHL,D.E., R.Q.EDWARDS
Cylindrical and Section Radioisotope Scanning of the Liver and Brain
Radiology 83 (1964) 926-936

31. KUHL,D.E., R.Q.EDWARDS
Reorganization data from transverse section scans of the brain using digital processing
Radiology 91 (1968) 975-983

32. KUHL,D.E., R.Q.EDWARDS
The Mark III Scanner: A compact device for multiple view and section scanning of the brain
Radiology 96 (1970) 563-570

33. KUHL,D.E., R.Q.EDWARDS, A.R.RICCI
Transverse section scanner at the University of Pennsylvania
in: Tomographic Imaging in Nuclear Medicine (edited by G.S. Freedman) pp.19-27

34. KUHL,D.E., F.W.PITTS, T.P.SANDERS, M.M.MISHKIN
Transverse section and rectilinear brain scanning using ^{99m}Tc-pertechnetate
Radiology 86 (1966) 822-829

35. LANGE,S., T.GRUMME, W.MEESE, K.ZUM WINKEL
Das epi- und subdurale Hämatom im Computertomogramm
Fortschr. Röntgenstr. 125 (1976) 537-540

36. MC CULLOUGH,E., H.L.BAKER, Q.W.HOUSER, D.F.REESE
An Evaluation of the Quantitative and Radiation Features of a Scanning X-Ray Transverse Axial Tomograph: The EMI-Scanner
Radiology 111 (1974) 709-715

37. MC RAE,J., H.O.ANGER
Tomographic Imaging in Nuclear Medicine
in: Recent Advances in Nuclear Medicine (edited by John H. Lawrence) pp. 189-213

38. MIRALDI,F., G.DI CHIRO
Tomographic techniques in radioisotope imaging with a proposal of a new device: the tomoscanner
Radiology 94 (1970) 513-520

39. MUELLEHNER,G., R.A.WETZEL
Section imaging by computer calculation
J.Nucl. Med. 12 (1970) 76-84

40. MÜLLER-SCHAUENBURG,W., K.BÄUCKER, U.FEINE
Über das Prinzip des geometrischen Mittels bei der quantitativen Doppel-Detektor-Szintigraphie
Fortschr. Röntgenstr. 118 (1973) 589-597

41. MYERS,M.J., J.R.MALLARD
Some Long-Focusing "Depth-Independent" Collimators for In Vivo Radioisotope Scanning
Intern. J. of Appl. Radiation and Isotopes 15 (1964) 725-739

42. NEW,P.F., W.R.SCOTT, J.A.SCHNUR, K.R.DAVIS, J.M.TAVERS
Computed Axial Tomography with the EMI-Scanner
Radiology 110 (1974) 109-123

43. SMITH,P.R., T.M.PETERS, R.H.BATES
Image reconstruction from finite numbers of projections
J. of physics A 6 (1973) 361-382

44. SOBOTTA-BECHER
Atlas der Anatomie des Menschen 2. Bd., 16. Aufl. S.121
München Berlin: Urban und Schwarzenbeck 1965

45. SOMMERFELD,A.
Partielle Differentialgleichungen der Physik, 5. Aufl.
Leipzig: Akademische Verlags-Gesellschaft 1962

46. WEINZIERL,P., DROSG,M.
Nuklearelektronik
Wien: Springer 1970

47. WOOLLEY,J.L., B.WILLIAMS, S.VENKATESH
Cranial Isotope Section Scanning
Clin. Radiol. 28 (1977) 517-528

48. ZUM WINKEL,K.
Nuklearmedizin
Berlin Heidelberg New York: Springer 1975

Abkürzungen

CAT = Computerized Transverse Axial Tomography
= Computer Assisted Tomography (Computertomographie)
ECT = Emissions-Computer-Tomographie
FBP = Filtered Back Projection (Gefilterte Rückprojektion)

Herrn Prof. Dr. U. Feine danke ich sehr für die Möglichkeit, in der Abteilung für Nuklearmedizin des Strahleninstitutes diese Arbeit erstellen zu können.

Herzlicher Dank gilt insbesondere Herrn Dr. K. Anger für seine gute und stets freundliche Betreuung.

Manche wertvolle Anregung erhielt ich auch von Herrn Dr. Dr. Müller-Schauenburg und Herrn Dr. Küper.

Diese Arbeit wäre nicht möglich gewesen ohne das handwerkliche Geschick von Herrn W. Künstle und Herrn R. Beck, die das Phantom herstellten.

Lebenslauf

Am 19. September 1950 wurde ich, Wilfried Brandt, als Sohn des Dr. Gernot Brandt und der Dr. Brigitte Brandt, geb. Gaenslen, in Metzingen, Kreis Reutlingen, geboren.

Besuch der Volksschule und des Gymnasiums in Metzingen, Abitur 1969.

Von Oktober 1969 bis Oktober 1974 Studium der Physik an der Technischen Universität Karlsruhe, abgeschlossen mit der Diplomprüfung am 11. Oktober 1974.

Von Oktober 1974 bis Oktober 1980 Studium der Medizin an der Universität Tübingen, abgeschlossen mit dem Staatsexamen am 15. Oktober 1980.

Erteilung der ärztlichen Approbation am 27. Oktober 1980.

Verheiratet seit 10. September 1976 mit Cäcilia Collissi.